Vergleich von videodensitometrischer und radar-kymographischer Bewegungsanalyse am gesunden menschlichen Herzen

vorgelegt von

Peter Lössl

München 1978

1979

Aus der Radiologischen Klinik- und Poliklinik
Klinikum Grosshadern
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. J. Lissner

Vergleich von videodensitometrischer und radar kymographischer Bewegungsanalyse am gesunden menschlichen Herzen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Peter Lössl

aus

Landshut

München 1978

Mit Genehmigung der medizinischen Fakultät
der Universität München

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Berichterstatter : Prof. Dr. J. Lissner
Dekan : Prof. Dr. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung : 8. Februar 1979

INHALTSVERZEICHNIS

Seite

A. Ziel der Arbeit 1

B. Allgemeiner Teil 2

I. Untersuchungen der Herzfunktion mit Hilfe der Röntgentechnik 2

RÖNTGENBILD 2

RÖNTGENDURCHLEUCHTUNG 2

FLÄCHENKYMOGRAPHIE 3

ELEKTROKYMOGRAPHIE 3

KONTRASTMITTELUNTERSUCHUNGEN DES HERZENS 4

II. Technische Grundlagen 5

1. Röntgenfernsehkette 5

RÖNTGENDURCHLEUCHTUNG 5

DETEKTORSYSTEM 6

BESONDERHEITEN FÜR VIDEODENSITOMETRIE UND RADARKYMOGRAPHIE 7

2. Videodensitometrie 7

ENTWICKLUNG 7

PRINZIP 8

3. Radarkymographie 11

ENTWICKLUNG 11

PRINZIP 11

C. Methodik 12

1. Radarkymographie 12

2. Ableitungen 13

3. Untersuchungsgang 15

Seite

D. Ergebnisse 17

1. Eichung 17

MÖGLICHKEIT EINER EICHUNG 17

LINEARITÄT 19

FENSTERSTELLUNG 21

FENSTERBREITE 21

FENSTERHÖHE 21

SCHREIBER 22

2. Auswertung der Kurven 23

a. Videodensitometrie 23

KURVENFORM 23

ZEITVERHÄLTNIS 28

FLÄCHENVERHÄLTNIS 30

b. Radarkymographie 32

KURVENFORM 32

AMPLITUDE 35

ZEITVERHÄLTNIS 35

GESCHWINDIGKEIT 36

BESCHLEUNIGUNG 37

FLÄCHENVERHÄLTNIS 37

3. Abweichung von dem sonst erhaltenen Kurvencharakter 38

E. Diskussion 43

Anhang 50

F. Zusammenfassung 62

G. Literaturverzeichnis 64

Lebenslauf 71

A. Ziel der Arbeit

Es ist bekannt, daß bei einer Vielzahl von Krankheiten die Herzmuskulatur abnorme Bewegungen zeigt. Daher ist es diagnostisch von Interesse, die Myokard-Bewegungen zu untersuchen.

In dieser Arbeit werden zwei neue, nicht invasive Methoden zur Analyse der Herzwandbewegung miteinander verglichen. Beide Methoden, Videodensitometrie und Radarkymographie, arbeiten nach unterschiedlichem Prinzip. Es sollen die Unterschiede und Übereinstimmungen beider Techniken aufgezeigt, die Grenzen der Methoden erarbeitet und miteinander verglichen werden. In praktischen Untersuchungen werden beide Verfahren einander gegenübergestellt und geprüft, welcher Methode der Vorzug in der Anwendung zu geben ist.

Zu diesem Zweck wurden Phantomstudien gemacht und ausführliche Untersuchungen am gesunden menschlichen Herzen durchgeführt.

B. Allgemeiner Teil

I. Untersuchungen der Herzfunktion mit Hilfe der Röntgentechnik

RÖNTGENBILD

Das Röntgenbild (Radiographie) ist eine Momentaufnahme des Herzens, die Form und Größe zum Zeitpunkt der Aufnahme dokumentiert. Zur Beurteilung der Funktion ist es ungeeignet. Dafür ist die Beobachtung und Aufzeichnung mehrerer Herzaktionen erforderlich.

RÖNTGENDURCHLEUCHTUNG

Eine Methode der Beobachtung ist die Durchleuchtungsuntersuchung. Sie gestattet über einen längeren Zeitraum, Abläufe der Bewegung und Änderungen der Form der kardiovaskulären Silhouette zu erkennen. Ein entscheidender Vorteil der Durchleuchtung (Fluoroskopie) ist die Synopsis der Funktion mit der räumlichen Anordnung des Herzens und der großen Gefäße in dreidimensionaler Betrachtung.

Mit Einführung des Bildverstärkers und des Fernsehens verbesserte sich die Möglichkeit einer kompetenten Aussage über die Herzfunktion, da der Bildinhalt umfangreicher wurde. Dies ist nicht nur für die Fluoroskopie selbst von Bedeutung, sondern auch für viele moderne Untersuchungsmethoden, die die Durchleuchtung anwenden:

z.B. Cinekardiographie, Elektrokymographie, Videodensitometrie, Radarkymographie.

Die Durchleuchtung erfordert große Erfahrung des Untersuchers; trotzdem können aus physiologischen Gründen kleinere Veränderungen des Bewegungsablaufes mit dem Auge nicht wahrgenommen werden. Zudem kann sie nur den subjektiven Befund des Untersuchenden zum Ergebnis haben, ist also nicht objektivierbar.

Einen Schritt zur Objektivierung bedeutete die Möglichkeit, das Videosignal der Durchleuchtungsbilder auf einen Bandspeicher aufzunehmen, und damit wiederholt betrachten und auswerten und auch einem größeren Kreis von Untersuchern zugänglich machen zu können. Einen wesentlichen Nebeneffekt stellt dabei die verminderte Strahlenbelastung von Untersucher und Patient dar. Eine exakte Beurteilung ist dennoch nicht gewährleistet, da eine metrische Beziehungsgröße fehlt.

FLÄCHENKYMOGRAPHIE

Bei der Flächenkymographie liegt ein Bilddokument vor, auf dem man die einzelnen Abschnitte der Herzwand direkt miteinander vergleichen und das Ausmaß der Bewegung messen kann. Sabat 1911 (37), Gött und Rosenthal 1912 (9) entwickelten unabhängig voneinander einen Einschlitzkymographen, der aus einer Bleiplatte mit ausgespartem Schlitz bestand. Dahinter wurde ein Röntgenfilm während des Belichtungsvorganges vorbeibewegt, um die Bewegung des Röntgenschattens aufzuzeichnen.
1928 entwickelte Stumpf (41) den sogenannten Vielschlitzkymographen, bei dem die gesamte Fläche des Herzschattens sichtbar bleibt und alle Bewegungen des Randes aufgezeichnet werden. Die Nachteile dieser Methode sind: eine relativ lange Belichtungszeit (2-5 sec), und damit eine hohe Strahlenbelastung des Patienten, und die Nichterfaßbarkeit von Einzelheiten des Bewegungsablaufes.

ELEKTROKYMOGRAPHIE

Im Gegensatz zur Flächenkymographie greift die Elektrokymographie einzelne Bezirke der Herzwand heraus und zeichnet diese exakt in ihrem Bewegungsablauf auf, so daß eine spätere Analyse jedes Segmentes möglich ist. "Das Elektrokymogramm kann dort detaillieren und präzisieren, wo das Flächenkymogramm

einen ersten und groben Überblick verschafft." (Haubrich, 1963 (11)) Bei der Durchleuchtung wird eine Ionisationskammer oder eine Photozelle an eine Stelle des Herzschattenrandes am Leuchtschirmbild gelegt. Die Helligkeitsschwankungen, die aus der Bewegung des Herzschattens resultieren, werden gemessen und in Kurvenform registriert. Der Nachteil dieser Methode ist, daß sie eine längere Durchleuchtungszeit erfordert, denn die Ableitungen jeder Stelle des Herzrandes müssen on-line erfolgen. Aus diesem Grund können auch nur verschiedene Herzzyklen zur Darstellung gebracht werden.

KONTRASTMITTELUNTERSUCHUNGEN DES HERZENS

Die Kontrastmitteluntersuchung (Angiokardiographie) dient der Darstellung der Innenräume des Herzens und der großen Gefäße. Sie erlaubt Größenvergleiche von Kammer und Vorhof (normal und pathologisch). Die Angiokardiographie vermittelt einen Funktionsablauf durch die Auffüllung und Entleerung bestimmter Herz- und Gefäßabschnitte mit und von Kontrastmittel im zeitlichen Ablauf. Man injiziert das Kontrastmittel in Gefäße oder direkt in das Herz und fertigt Serienaufnahmen an, die die weitere Verteilung des Kontrastmittels im Herzen und in den herznahen Gefäßen wiedergeben. Bei genügend hoher Aufnahmefrequenz kann man den haemodynamischen Ablauf der Herzaktionen in fortlaufenden Momentaufnahmen dokumentieren. Mit Kontrastmitteluntersuchungen kann man die Strömungsverhältnisse im Herzen und die Klappenfunktionen exakt erkennen.

Kontrastmitteluntersuchungen sind invasive Techniken und daher immer mit einem gewissen Risiko verbunden. Schädigungen durch das Kontrastmittel selbst sind nicht selten. In den meisten Fällen sind die Schädigungen reversibel; aber es gibt auch irreversible Schädigungen nach Kontrastmitteluntersuchungen.

II. Technische Grundlagen

Radarkymographie und Videodensitometrie sind Techniken, mit deren Hilfe man, unter anderem, die Lageänderungen (Horizontalverschiebung) von Kontrastgrenzen auf einem Fernsehschirm feststellen und analysieren kann.
Da bei der modernen Röntgendurchleuchtung die Fernsehtechnik verwendet wird, können beide Methoden in der Radiologie, z.B. zur Bewegungsanalyse von Organschatten, eingesetzt werden.

1. Röntgenfernsehkette

RÖNTGENDURCHLEUCHTUNG

Die Röntgenstrahlung geht von dem Brennfleck einer Röntgenröhre aus, durchdringt den Patienten und trifft dann auf eine Auffangebene. Beim Durchtritt durch den Organismus des Patienten wird die Strahlung an den verschiedenen Organen unterschiedlich stark absorbiert und gestreut, so daß sie hinter dem Patienten - an der Auffangebene - unterschiedlich intensiv ist. Nach relativ strahlendurchlässigen Organen (z.B. der Lunge) ist ihre Intensität hoch, hinter strahlendichteren Organen (z.B. Knochen, Herz) hat sie eine geringere Intensität.
Um an der Auffangebene ein möglichst scharfes Abbild zu erhalten, muß man den Brennfleck der Röhre so klein wie möglich halten, im Idealfall als Punkt. (8)
Außerdem müssen die Streustrahlen weggefiltert werden, da sie den Kontrast herabsetzen. Dies erreicht man, indem man ein Raster parallel zum Strahlengang, hinter dem durchstrahlten Objekt und vor der Auffangebene, einbringt. Das Raster läßt nur Strahlen passieren, die in Richtung des Strahlenbündels ausgerichtet sind; da das für die Streustrahlen nicht zutrifft, werden diese herausgefiltert und treffen nicht auf der Auffangebene auf.
Da die Röntgenstrahlen für das menschliche Auge nicht direkt sichtbar sind, muß an der Auffangebene eine Möglichkeit zur Sichtbarmachung

des entstandenen Strahlenbildes geschaffen werden.
Früher erfüllte ein Leuchtschirm diese Aufgabe, in dessen Leuchtstoffschicht die ankommende Röntgenstrahlung absorbiert und zum Teil in sichtbares Licht verwandelt wurde (Fluoreszenzschirm).
Heute wird meist ein Bildverstärker mit anschließender Fernsehkette an die Stelle des Leuchtschirms gebracht.

DETEKTORSYSTEM

Das gesamte System besteht aus:

Bildverstärker

Fernsehsystem

Optik

Fernsehkamera

Sichtgerät (Monitor)

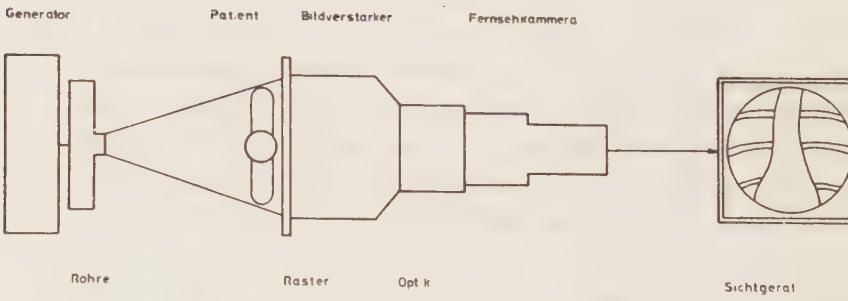


Abb. 1: Detektorsystem

Die Röntgenstrahlung trifft auf die Ebene des Strahlenbildes am Bildverstärker-Eingang und wird hier in sichtbares Licht umgewandelt. Die Lichtphotonen lösen Elektronen aus, die am Bildverstärker-Ausgang wieder sichtbares Licht erzeugen. Dieses Licht geht nun durch die

Optik und wird am Eingang der Fernsehkette (Fernsehkamera) in elektrische Signale umgewandelt, die am Sichtgerät das sichtbare Röntgenbild erzeugen.
Das Prinzip des Systems ab Bildverstärker-Ausgang ist das gleiche, wie beim "Alltagsfernsehen", nur, daß die Lichtintensität beim Röntgenfernsehen sehr viel geringer ist, die Kamera also wesentlich empfindlicher sein muß.

BESONDERHEITEN FÜR VIDEODENSITOMETRIE UND RADARKYMOGRAPHIE

Um ein optimales, Helligkeits-stabiles Bild zu erhalten, sollte man einen sekundär gesteuerten Generator verwenden, da dieser die Schwankungen der Netzspannung und damit die (relativ 5-mal größere) Schwankung der Dosisleitung fast vollkommen ausschaltet. (38)
Zur Wiedergabe von schnellen Transparenzänderungen ist die Verwendung einer trägheitsfreien Aufnahmeröhre, z.B. eines Plumbicon, zweckmäßig. Ein Vidikon wäre, insbesondere für die Videodensitometrie, nicht geeignet, da es noch mehrere Abtastperioden lang Signalstrom des vergangenen Bildes liefert, also viel zu träge ist.
Ansonsten genügt die heute übliche Normalausstattung eines Durchleuchtungsplatzes den Anforderungen.

2. Videodensitometrie

ENTWICKLUNG

Die Videodensitometrie ist eine Weiterentwicklung der Elektrokymographie. Daher zuerst ein kurzer Überblick über deren Entwicklung:
Die ersten Anfänge machten 1931 Jacobi, Janker und Schmitz (20, 21), die einen lochförmig eingeblendeten Röntgenstrahl auf eine Ionisationskammer fallen ließen, nachdem er das schlagende Herz passiert hatte Ionographie). An der Ionisationskammer wurden die Helligkeitsschwankungen registriert. 1936 veröffentlichte Heckmann (12, 13) ein gleiches Verfahren, dem er den Namen Aktinokardiographie gab.

Henny und Boone (18, 19) führten 1945 eine Photozellenmultiplieranordnung ein und ermöglichten dadurch eine praktische Anwendung dieser Technik, die sie Elektrokymographie nannten.
Die Videodensitometrie wurde erstmals 1964 von Wood, Sturm und Sanders (44) beschrieben und auch von ihnen so benannt. Hauptanwendungsgebiete der Videodensitometrie sind Durchflußmessungen (Rutishauser und Mitarbeiter, 1967 (36)) und Volumenbestimmungen mit Hilfe eines Videolichtgriffels und digitaler Konturenspeicher (Zimmermann und Mitarbeiter, 1973 (45)). Zur Messung der Herzwandbewegung haben Lissner und Marhoff, 1968 (27) und Lissner, 1969 (28) eingehende Untersuchungen veröffentlicht.

PRINZIP

Ausgehend von einem Durchleuchtungsvorgang erhält man ein Röntgenbild auf einem Fernsehsichtgerät. Das Fernsehbild setzt sich aus Zeilen und diese aus einzelnen Bildpunkten zusammen. 25-mal pro Sekunde erscheint ein Vollbild auf dem Schirm, bzw. werden 50 Halbbilder pro Sekunde erzeugt, denn bei der Abtastung wird nur jede zweite Zeile geschrieben.
In dem Signal, das die einzelnen Bildpunkte erzeugt - dem Videosignal - werden die Helligkeitswerte jedes einzelnen Bildpunktes durch proportionale Spannungswerte repräsentiert. Dies macht man sich bei der Videodensitometrie zunutze, indem man einen Bildausschnitt (den Meß- oder Fensterbereich) herausgreift und die Spannungswerte dieses Ausschnittes integriert. Die Integrierung wird für jedes Halbbild durchgeführt. So erhält man 50 Integrationswerte oder Signale pro Sekunde. Die Signale kann man entweder auf einem Oszilloskop sichtbar machen, oder mit einem Schreibgerät in Kurvenform aufzeichnen.
Im einzelnen wird dabei der Durchleuchtungsvorgang auf einem Bandspeicher aufgezeichnet, gegebenenfalls zusammen mit einem Referenzsignal (z.B. EKG, Druckkurven, Phonokardiogramm, usw.). Zur Aus-

wertung kann man die Aufzeichnung beliebig oft abspielen. Dabei wird das vom Bandspeicher kommende Videosignal zunächst verstärkt, und dann dreigeteilt:

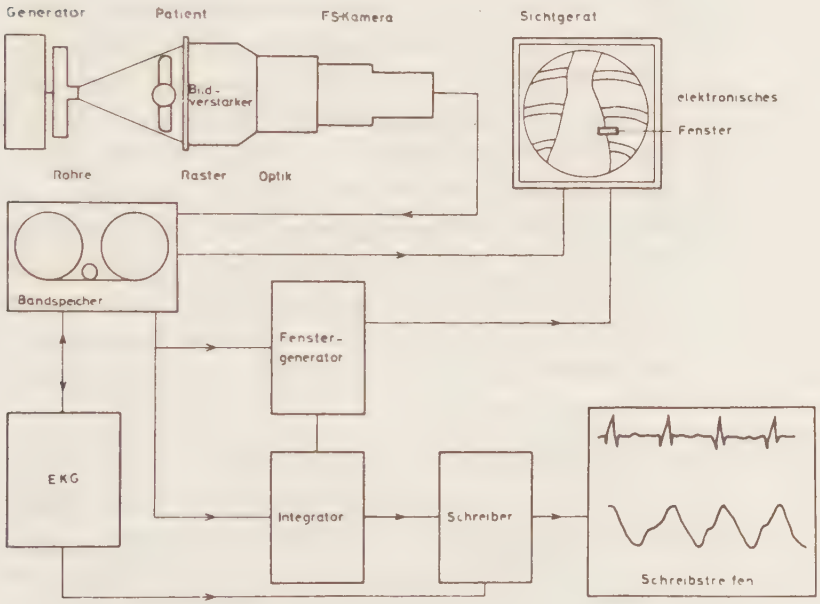


Abb. 2: Videodensitometrie (Lissner und Marhoff, 1968 (27))

1. Es gelangt über einen Ausgangsverstärker zu einem Fernsehmonitor. Darin besteht kein Unterschied zu der normalen, direkten Erzeugung des Fernsehbildes bei der Durchleuchtung.
2. Es wird dem Fenstergenerator zugeleitet.
   Hier werden die Horizontalimpulse, die den Zeilenanfang markieren, von den Vertikalimpulsen, die für den Anfang jedes Halbbildes stehen, getrennt. Verändert man die Impulse in ihrer Lage und Breite, so erhält man ein "Impulsgemisch" (Lissner und

Marhoff, 1968 (27)), das das elektronische Fenster kennzeichnet. Dieses Fenster zeigt auf dem Monitor die Lage und Größe des Meßbereichs an, da Fenstergenerator und Integrator gekoppelt sind.

3. Das Videosignal wird im Integrator weiterverarbeitet. Das Signal trifft zuerst auf ein Tor, das geschlossen ist, d.h., das Signal kann nicht passieren. Das Tor öffnet sich nur dann, wenn das ankommende Signal für die Bildpunkte steht, die sich im Fensterbereich befinden. Der Integrator nach diesem Tor bildet die Summe aller Spannungen der Videosignale des Fensterbereichs und zieht daraus den Mittelwert für jedes Halbbild. Am Ende jedes Halbbildes stellt sich der Integrator auf Null, so daß bei einer Registrierung einzelne Punkte geschrieben würden, wenn man nicht einen Filter (15-20 Hertz) einbauen würde. Der Integrationswert wird verstärkt und kann dann mit einem Schreibgerät in Kurvenform aufgezeichnet werden.

Das Videodensitometriegerät bietet die Möglichkeit, die Fensterlage und -größe beliebig zu verändern, so daß jedes Areal des wiedergegebenen Röntgenbildes auf seine Dichteänderungen untersucht werden kann. Die Empfindlichkeit des Gerätes kann so verändert werden, daß auch minimale Änderungen der mittleren Helligkeit (bis zu wenigen Promille der maximalen Amplitude) erfaßt und wiedergegeben werden können. Bei Erhöhung der Empfindlichkeit steigt auch der Gleichanteil, so daß dieser zurückgedreht werden muß, damit man wieder in den Registrierbereich des Videodensitometers kommt. Die Werte würden sonst in ihren Maxima oder in den Minima beschnitten. Als Kontrolle dafür befindet sich an der Frontseite des Gerätes ein Mikro-Ampere-Meter, das den vom Integrator gebildeten Mittelwert anzeigt.

3. Radarkymogrphie

ENTWICKLUNG

1968 veröffentlichten Schuette und Simon (39) zum ersten Mal eine Arbeit über diese Technik, in der sie die technischen Details erläuterten. Klinische Anwendung fand diese Methode bei Cohen, Schuette, Simon und Mitarbeitern, 1968 (5) - von denen sie "Heart Motion Video-Tracking" oder "Radarkymography" genannt wurde - bei Kazamias und Mitarbeitern, 1970 (22) und 1971 (23) und bei Mond und Mitarbeitern, 1973 (32). Seit 1973 veröffentlichten in der Hauptsache Mitarbeiter der MIRU (Myocardial Infarction Reseach Unit) der University of California in San Diego, Cal., USA, eine Reihe von Untersuchungen mit der Radarkymographie. (24, 25, 29, 30, 35)

PRINZIP

Auch die Radarkymographie basiert auf den Eigenschaften des Videosignals beim Fernsehbild. Wie bei der Videodensitometrie, so wird auch hier das Videosignal dreigeteilt: direkt zum Sichtgerät, zum Fenstergenerator und zur eigentlichen Meßapparatur. Die Fenstererzeugung ist analog zur Videodensitometrie. Der Fenstergenerator ist ebenfalls mit einer Meßapparatur gekoppelt. Im Gegensatz zur Videodensitometrie wird bei der Radarkymographie nicht das Integral aller Helligkeitswerte des Meßbereichs gezogen, sondern die tatsächliche Verschiebung des Hell-Dunkel-Kontrasts gemessen. Die Radarkymographie führt eine Zeitmessung durch.

Näheres siehe Seite 12.

C. Methodik

1. Radarkymographie

Das elektronische Fenster wird über einen Hell-Dunkel-Kontrast gelegt. Das Videosignal im Dunkelbereich entspricht einem bestimmten Spannungswert (Anfangspegel). An der Grenze zum Hellbereich steigt der Spannungswert an, bis er seine endgültige Spannung im Hellen erreicht hat. Dieser Wert, am Ende des elektronischen Fensters gemessen, wird Endpegel genannt. Der Wendepunkt des Kurventeils beim Hell-Dunkel-Übergang wird als Schwelle bezeichnet.

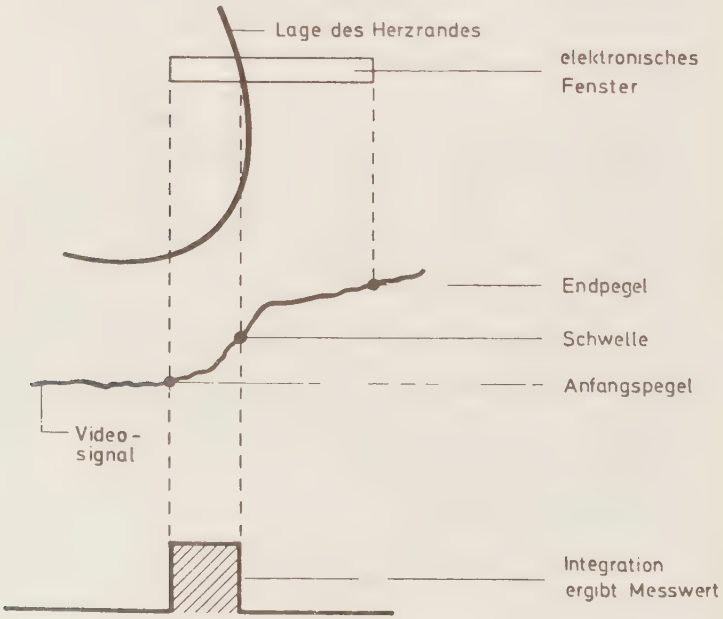


Abb. 3: Prinzip der Radarkymographie nach O. Schott (38)

Dieser Schwelle wird ein Spannungsgipfel mitgegeben, der auf dem Fernsehschirm als zusätzliches Signal in Form einer hellen

Linie erscheint. Diese Linie nennen wir "Tracker", da sie den Ortsveränderungen des Hell-Dunkel-Kontrasts folgt. Gemessen wird nun die Zeit, die das Videosignal vom Fensteranfang bis zum Passieren der Schwelle benötigt. Das wird für jedes Halbbild, also 50-mal pro Sekunde durchgeführt.
Der erhaltene Meßwert steht also für die jeweilige Position des Trackers (= der Kontrastgrenze) im Fenster. Wenn sich die Kontrastgrenze innerhalb des Fensters verschiebt, so gibt der eine Extremwert die dem Fensteranfang nächste Stellung der Kontrastgrenze an, der andere die dem Fensterende nächste Position. Diese beiden Werte entsprechen den Maxima bzw. Minima der Kurvenamplitude.
Die Bedienung der beiden Geräte zur Videodensitometrie und Radarkymographie ist weitgehend identisch. Bei der Radarkymographie muß man nur zusätzlich den Tracker exakt auf den Herzrand einstellen. Das geschieht, indem man mit einem Drehknopf den Schwellenwert so verändert, daß der Tracker genau an der Hell-Dunkel-Grenze anliegt.

2. Ableitungen

Bei der Untersuchung des Herzens im Normalfall sollte man die Ableitungspunkte standardisieren. Wir haben für Videodensitometrie und Radarkymographie weitgehend die gleichen Ableitungen verwendet, wie sie Heckmann (16) und Lissner (26) für die Elektrokymographie angeben. Dabei haben wir uns hauptsächlich auf die posterior-anterior-Position beschränkt.
Die Ableitungen werden mit kleinen lateinischen Buchstaben bezeichnet:
a-d entsprechen dem linken Ventrikel,
e dem linken Vorhof (linkes Herzohr),
f dem truncus pulmonalis,
g der Aorta.

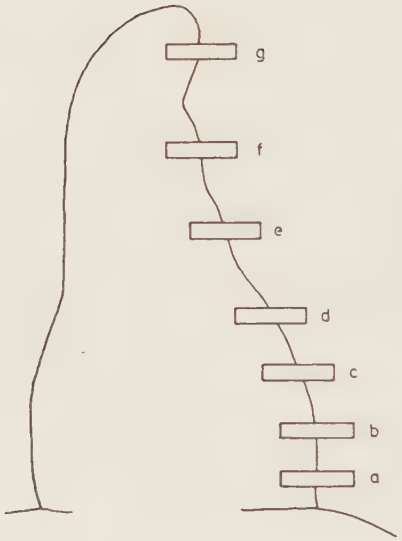


Abb. 4: Standardableitungen

Diese sieben Standardableitungen reichen im Normalfall aus. Stellen sich bei einer oder bei mehreren Ableitungen Abweichungen vom Normalbefund heraus, dann sind weitere Ableitungen in der betreffenden Gegend indiziert, deren Zahl und "Engmaschigkeit" sich nach dem Einzelfall richten müssen. Auch kann es nötig sein, die Fensterhöhe zu variieren, bis zur Punkt-förmigen Ableitung (mit einer Zeile). Ebenso sollte man bei einer spezifischen Fragestellung, z.B. nach einem Aneurysma, verfahren. Wir halten es für zweckmäßig, die Ableitungen, die vom Standard abweichen, entweder durch eine Zeichnung oder ein Polaroidbild zu dokumentieren. In der lateralen Projektion haben wir nur Vergleiche der beiden Methoden durchgeführt, also nicht systematisch die Herzbewegungen analysiert.

3. Untersuchungsgang

Alle Patienten wurden voruntersucht und als kardiologisch gesund erkannt. Dabei wurden die üblichen kardiologischen Untersuchungen angewandt, wie Auskultation, Perkussion, Laboruntersuchungen, EKG und Röntgen-Thorax-Aufnahmen (pa und seitlich). Bei dem gesamten Patientengut handelte es sich um Routinedurchleuchtungen, die an einem fernbedienbaren Durchleuchtungsarbeitsplatz (Orbiskop, Siemens) mit einem 25 cm Bildverstärker durchgeführt wurden. Dabei verwendeten wir ein Plumbicon (zur nahezu trägheitsfreien Wiedergabe der Kontraständerungen). Die Durchleuchtung wurde auf einem Videobandspeicher (Sirecord X. Siemens) aufgezeichnet. Als Referenzsignal wurde simultan ein EKG von den Extremitäten in Ableitung II abgenommen. Das Elektrokardiogramm wurde über einen EKG-Umsetzer verstärkt und mit der Durchleuchtungsszene auf dem Videobandspeicher aufgezeichnet. Das EKG diente zur zeitlichen Zuordnung der Herzmuskelaktionen und der elektrischen Aktivität des Herzens.

Die Patienten wurden alle im Stehen untersucht. Sie wurden instruiert, eine geringe Inspiration vorzunehmen und die eingeatmete Luft anzuhalten. Es wurde sorgfältig darauf geachtet, ein Valsalva-Manöver zu vermeiden. Während die Patienten den Atem anhielten wurde das Videosignal der Durchleuchtung und das EKG auf Band aufgezeichnet. Nach erfolgter Aufzeichnung konnten die Patienten entlassen werden, die Auswertung erfolgte vom Band.

Um die oben beschriebenen Ableitungen des Herzrandes abnehmen zu können, spielten wir die Bandaufzeichnung mehrmals ab und brachten das elektronische Fenster an die jeweilige Position. Abwechselnd wurden videodensitometrische und radarkymographische Kurven abgenommen. Das uns zur Verfügung stehende Gerät stellte eine Laborkonstruktion (Siemens) dar. Videodensitometrie und

Radarkymographie waren in diesem Apparat vereinigt.
Für beide Techniken wurde derselbe Fenstergenerator verwendet. So konnten wir bei beiden Methoden exakt dieselbe Stelle des Herzrandes ableiten. Die Position des elektrischen Fensters wurde entweder mit einer Polaroidkamera oder mit einer Zeichnung festgehalten. Es ist nicht sinnvoll, die Kurven on-line zu schreiben, da sich dadurch zwangsläufig die Durchleuchtungszeit verlängert und damit die Strahlenbelastung von Patient und Untersucher erhöht. Qualitativ besteht kein wesentlicher Unterschied zwischen einer on-line geschriebenen Kurve und einer vom Videoband erhaltenen.
Die vom Videoband abgenommenen Kurven weisen gelegentlich minimale Wellenbewegungen auf, die der Frequenz des Bandrausches entsprechen. Diese Störungen sind so klein, daß sie die Auswertung nicht beeinträchtigen. Nach unserer Meinung ist der Vorteil der geringeren Strahlenbelastung beim "Vom-Band-Schreiben" wesentlicher, als die, aus dem Bandrauschen entstehende, geringe Qualitätsminderung des Videosignals.

D. Ergebnisse

1. Eichung

Zur Analyse der Herzwandbewegung wurde bei der Radarkymographie und der Videodensitometrie die Eichung versucht, um eine lineare Beziehung zwischen der Horizontalbewegung des Herzens und der Amplitude der Kurven zu erhalten.

MÖGLICHKEIT EINER EICHUNG

Für die Radarkymographie haben schon Schuette und Simon, 1968 (39), eine solche lineare Beziehung angegeben. Für die Videodensitometrie ist sie auf Grund deren technischer Voraussetzung nicht zu erwarten.

Um das zu überprüfen, führten wir folgenden Versuch durch: wir brachten eine Führungsschablone vor dem Bildverstärker an, in der ein Bleiplättchen von einem Elektromotor gleichmäßig um 1.9 cm hin und her bewegt wurde. Dann wurde unter verschiedenen Bedingungen durchleuchtet:

1. mit konstanter Helligkeit
   a. vor Luft
   b. vor 30 cm H_2O
   c. vor 0.75 mm Pb
2. mit eingeschalteter Helligkeitsautomatik, Stufe I (40 Mikro-R/sec)
   a. vor Luft
   b. vor 30 cm H_2O
3. mit eingeschalteter Helligkeitsautomatik, Stufe II (20 Mikro-R/sec)
   a. vor Luft
   b. vor 30 cm H_2O

Da die Horizontalverschiebung des Bleiplättchens stets die gleiche blieb, änderte sich, wie erwartet, die Amplitude der Radarkymographie nicht.

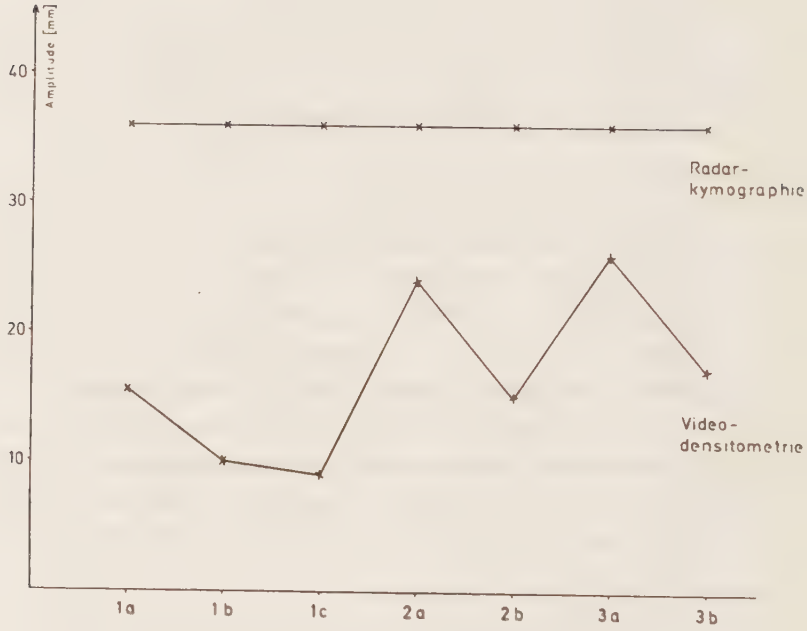


Abb. 5: Vergleich zwischen Radarkymographie und Videodensitometrie bei gleicher Bewegung und verschiedenen Dichteverhältnissen. Legende der Beschriftung, siehe Seite 17

Die verschiedenen Dichteverhältnisse, hervorgerufen durch die unterschiedlichen Durchleuchtungsbedingungen und das Einbringen von Streukörpern (30 cm H_2O, bzw. 0.75 mm Pb) in den Strahlengang, schlugen sich bei der Videodensitometrie in Amplitudendifferenzen nieder. Der Unterschied zwischen den einzelnen Amplituden betrug beinahe 300 %, obwohl sie die gleiche Horizontalverschiebung repräsentierten.

Das beweist, daß bei der Videodensitometrie kein direkter Zusammenhang zwischen der Länge der Horizontalbewegung und der Amplitudenhöhe

besteht. Das Dichteverhältnis, das im menschlichen Körper von Punkt zu Punkt unterschiedlich ist, spielt eine übergeordnete Rolle.

Aus den vorgenannten Untersuchungen ergibt sich, daß bei der Videodensitometrie eine Eichung nicht möglich ist.

Für die Radarkymographie ist nach oben genannten Experimenten eine direkte Beziehung zwischen der Horizontalbewegung des Herzens und der Amplitude anzunehmen, da - wie wir nachgewiesen haben - Streukörper und Dosisleistung keinen Einfluß auf die Amplitude haben. Der Kontrastunterschied darf jedoch nicht zu gering sein. Sonst läßt sich der Tracker nicht mehr an die Kontrastgrenze anlegen. Das kann man aber sowohl bei der Ableitung direkt am Monitor erkennen, als auch an der erhaltenen Kurve, denn diese zeigt ein, nicht mehr als Schwingung erkennbares Zittern, das mit der Herzaktion nicht synchron ist. Mit der Sichtkontrolle kann diese Fehlerquelle vermieden werden.

LINEARITÄT

Um festzustellen, ob eine lineare Beziehung zwischen dem Ausmaß der Horizontalbewegung des Herzens und der Amplitude besteht, verwendeten wir dieselbe Führungsschablone, wie in dem vorigen Versuch, und veränderten den Ausschlag. Messungen wurden durchgeführt bei:

2 mm - 3 mm - 4 mm - 5 mm - 6 mm - 8 mm - 10 mm - 12 mm - 15 mm.

Da das Radarkymographiegerät die Möglichkeit verschiedener Verstärkereinstellungen bietet, führten wir diese Messungen bei folgenden Verstärkungen durch:

0.5 - 1.0 - 1.25 - 2.0 - 3.0 - 4.0

Diese Werte wählten wir, weil sie auf Grund unserer Erfahrungen die häufigst gewählten beim Schreiben der Kurven waren.

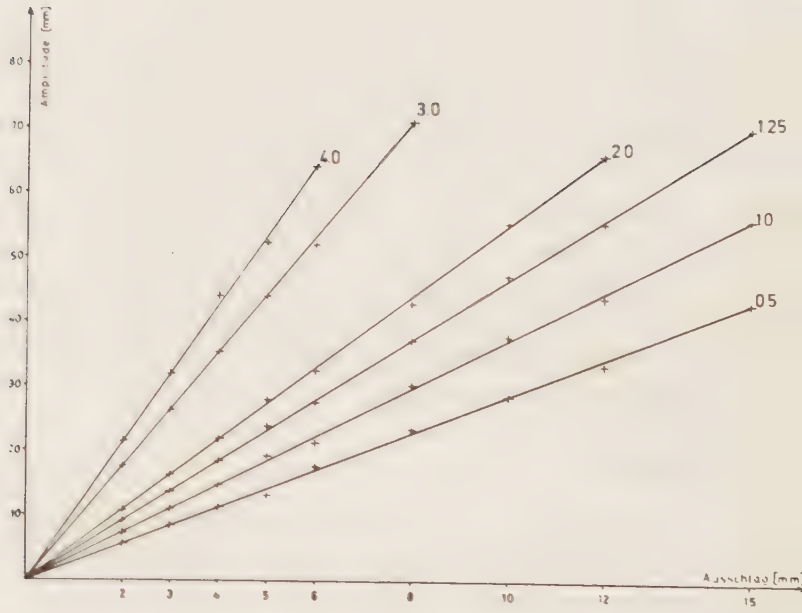


Abb. 6 Eichkurven bei verschiedenen Verstärkungen (Radarkymographie)

Wie man aus Abb. 6 ersehen kann, besteht für alle Verstärkungen eine lineare Beziehung zwischen der Horizontalverschiebung des Bleiplättchens und der erhaltenen Amplitude. Das bedeutet, daß umgekehrt aus der Amplitude das Ausmaß der Horizontalbewegung bestimmt werden kann, unter Verwendung der für den jeweiligen Verstärkerbereich erhaltenen Eichgeraden. Aus diesem und dem vorigen Versuch ergibt sich, daß die Radarkymographie im Gegensatz zur Videodensitometrie eichbar ist.

Um zu überprüfen, ob diese Linearität unter verschiedenen Bedingungen bestehen bleibt, führten wir eine Reihe weiterer Versuche durch.

FENSTERSTELLUNG

Wir untersuchten, ob die Fensterstellung in Relation zum Herzrand einen Einfluß auf die Amplitude hat. Das heißt, ob eine Veränderung der Strecke Fensteranfang - Trackerlinie (gemessen in der Systole) die Amplitude ändert. Das Ergebnis war: Die Fensterstellung verändert die Amplitude nicht. Es muß nur ein Minimalabstand des Trackers vom Fensteranfang von ca. 1 cm eingehalten werden, da sonst der Tracker sich nicht an der Kontrastgrenze anlegen läßt.

FENSTERBREITE

Auch die Fensterbreite hat keinen Einfluß auf die Höhe der Amplitude (gemessen von 2.0 - 5.5 cm). Mit breiterem Fenster werden die Störfaktoren geringer, der Tracker läßt sich besser anlegen, so daß wir unsere Kurven mit Fensterbreiten zwischen 4.0 cm und 5.5 cm ableiteten.
Die Limitierung der zu wählenden Fensterbreite hängt im einzelnen Fall von weiteren, kontrastgebenden, Konturen (z.B. Rippen) ab, an die sich der Tracker anlegen könnte, und die dann die Kurven verfälschen würden.

FENSTERHÖHE

Die Fensterhöhe wird nach Fensterzeilen bestimmt. Bei der Reihenmessung von 1 - 10 Zeilen ergab sich ein Vergrößerungsfaktor von 1.5 von Zeile zu Zeile. Deshalb muß man sich auf eine bestimmte Zeilenzahl festlegen.
Wir wählten eine Fensterhöhe von 8 Zeilen und führten alle Versuche und die Eichung damit durch.

SCHREIBER

Das Schreibgerät verarbeitet Spannungen. Jeder Spannung entspricht eine bestimmte Stellung der Schreibdüsen. Spannungsänderungen bewirken somit eine zugeordnete Bewegung der Düsen. Wird ein Papierstreifen gleichmäßig unter den Düsen vorbeibewegt, so erhält man Registrierkurven. Videodensitometer und Radarkymographiegerät liefern solche Spannungsänderungen, die vom Schreiber in entsprechende Kurven umgesetzt werden.
Der Schreiber hat verschiedene Empfindlichkeitseinstellungen, so daß sich bei unterschiedlicher Einstellung die gleiche Spannungsdifferenz von der Ausgangsspannung (die der Null-Linie entspricht) in unterschiedlich großer Elongation manifestieren. Bei der Videodensitometrie spielt das keine Rolle, denn hier besteht keine lineare Beziehung zwischen der Horizontalbewegung und der Spannungsänderung. Bei der Radarkymographie dagegen ist es wichtig, daß die Schreibeinstellung immer die gleiche bleibt, damit die, vom Radarkymographiegerät gelieferten Spannungsänderungen, immer gleich repräsentiert werden.

Wir wählten bei unserer Apparatur die Empfindlichkeitseinstellung
3 V = 3 cm.
Das bedeutet, eine Spannungsänderung von 3 V entspricht einer Amplitude von 3 cm.

2. Auswertung der Kurven

a. Videodensitometrie

KURVENFORM

1. linker Ventrikel

Die Systole wird von einer Kurvensenkung wiedergegeben (s-Welle), die der Linksverschiebung (Medialbewegung) der Herzwand entspricht. In der Diastole tritt ein Kurvenanstieg auf, der die Rechtsverschiebung (Lateralbewegung) repräsentiert (d-Welle).

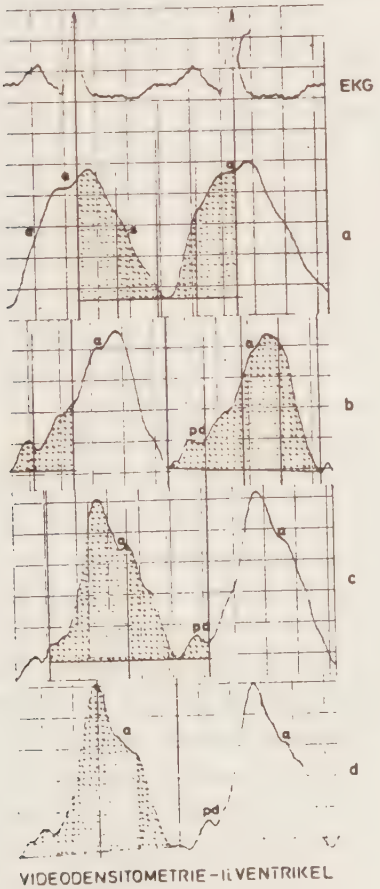


Abb. 7: Videodensitometrie, die vier Ventrikelableitungen a-d (siehe Seite 14)

Kurz vor, und am Anfang der Systole sieht man häufig einen Knick in den Ventrikelkurven, an den sich oft ein horizontaler Kurvenverlauf anschließt. Nach Heckmann (14, 15, 16) ist er auf eine Umformung der Ventrikelgestalt und auf die Herzrotation zu Beginn der Systole zurückzuführen: am Ende der Diastole besitzt der Ventrikel eine Ovoidform, die sich bis zum Ende der Anspannungszeit in eine sphärische Form umbildet. Das führt an der Herzspitze zu einer initialen Einwärtsbewegung der Herzwand und an der Herzbasis zu einer initialen Auswärtsbewegung (a-Welle). In den caudalen Abschnitten des Ventrikels, d.h. an der Herzspitze beobachtet man anschließend an die a-Welle eine erneute Auswärtsbewegung, die von Heckmann (14, 15, 16) mit Hilfe der Phasenanalyse als eine Dorsalrotation der Herzachse (Querstellung) erkannt wurde. Die Querstellung führt zu einer Zunahme der Schattenbreite im Bereich der Herzspitze, daher die - scheinbare - Auswärtsbewegung.

Der Kurvenverlauf in der Systole erfolgt dann geradlinig abwärts bis zum Wendepunkt, d.h. bis zum Ende der Systole. Während der isometrischen Phase (Relaxationsperiode), die von dem Kurventeil unmittelbar nach dem Wendepunkt repräsentiert wird, beobachtet man häufig eine protodiastolische Welle (pd-Welle). Man findet sie öfter in den cranialen, als in den caudalen Ableitungen. Folgt man der, auf der Phasenanalyse beruhenden, Interpretation von Heckmann (14, 16), so resultiert die pd-Welle aus einer Rechtsverschiebung der Kammer. Diese Lateralbewegung wird als Gegenpendeln der frühsystolischen, an die a-Welle anschließenden, Medialbewegung des Herzschwerpunktes betrachtet. Dadurch wird die diastolische Volumenzunahme kurzfristig aufgehoben, was sich in der Kurve als Abflachung des diastolischen Anstiegs (pd-Welle) niederschlägt. Nach der pd-Welle steigt die Kurve als Ausdruck der Füllungsphase stetig an, bis zum Beginn der Systole.

2. linker Vorhof

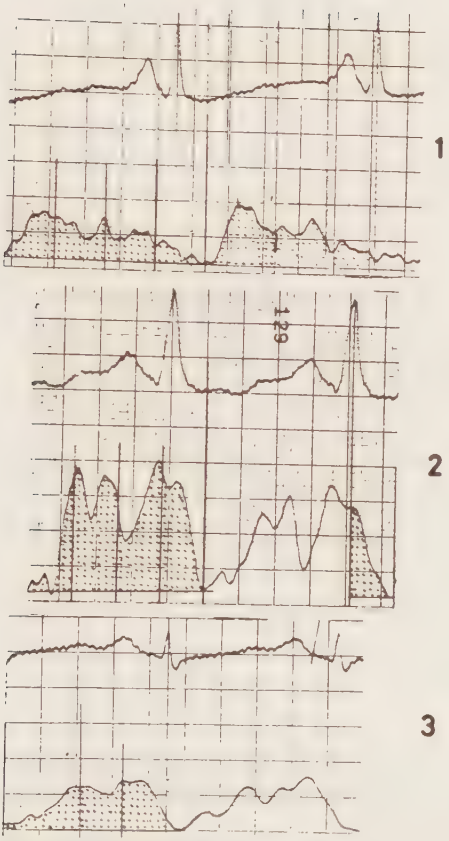


Abb. 8: Videodensitometrie, linker Vorhof, Abl. e (siehe Seite 14)

Im Gegensatz zu der Aktion des Ventrikels, die weitgehend von Kontraktion und Dilatation der kräftigen Muskulatur bestimmt wird, verhält sich die muskelschwache Vorhofswand mehr passiv. Ihre Bewegungen resultieren aus:

Venenzustrom, Abstrom in den Ventrikel, Vorhofsmuskelaktion, Druck- und Zugwirkung der Ventrikel, Schluß der Atrioventrikular-

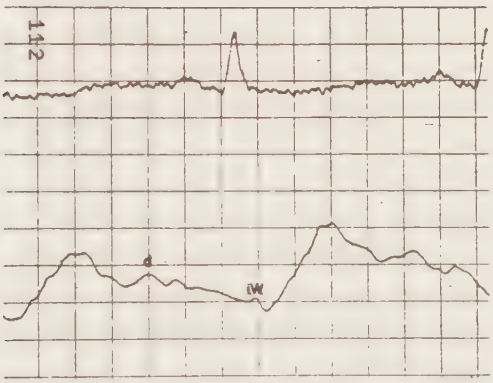
klappen, Druckänderung im Thoraxraum und Herzrotation. (16)
Daher findet man große individuelle Unterschiede bei den Vorhofskurven.
Auf Grund dieser Variabilität muß man bei der Beurteilung der Vorhofskurven sehr vorsichtig sein und voreilige Schlüsse vermeiden.
Wir haben bei unseren Patienten in der Ableitung e (linker Vorhof) kaum gemeinsame Kriterien gefunden, so daß wir keine Normkurve annehmen können. Häufig nähert sich die Kurve in ihrem Charakter der Gefäßkurve (Abb. 8-1), manchmal erhalten wir auch Kurven, die den Ventrikelkurven ähnlich sind (Abb. 8-3).
Dann gibt es noch eine dritte Gruppe, die eine Mischung der beiden genannten Möglichkeiten darstellt; dabei sind die Kurven mehrgipflig (Abb. 8-2).
Auch in der Literatur finden sich, auf Grund der oben beschriebenen Vielzahl der einwirkenden physikalischen und anatomischen Verhältnisse, unterschiedliche Charakteristika einer Vorhofskurve (1,2,7,10, 16,18,27,31,43).
Die von Heckmann beschriebene Idealkurve haben wir bei unseren Patienten nicht erhalten. (16)

3. Truncus Pulmonalis

Bei den meisten Kurven findet sich in der isometrischen Kontraktionsphase eine flache Welle (i.W.), die durch die, sich anspannende, rechte Kammer und deren Stoßwirkung auf die Art. Pulmonalis verursacht wird. Dann folgt der steile Kurvenanstieg, der die plötzliche Auswärtsbewegung des Gefäß-Stammes darstellt, hervorgerufen durch die rasche Austreibung. Kurz vor Ende der Systole rundet sich die Kurve ab, da jetzt die Phase der verlangsamten Austeibung stattfindet, in der Zu- und Abstrom annähernd gleich sind. In der nun folgenden Diastole fällt die Kurve langsam ab, bis

zum erneuten Anstieg zum dikroten Gipfel (d), der mit dem Rückfall des Blutes auf die geschlossenen Pulmonalisklappen erklärt wird (16). Vor dem dikroten Gipfel befindet sich eines Incisur.

Daran anschließend fällt die Kurve weiter langsam ab, bis zum Beginn der isometrischen Kontraktionsphase mit der dazugehörigen flachen Welle.



VIDEODENSITOMETRIE - PULMONALIS (f)

Abb. 9: Videodensitometrie, Pulmonalis, Abl. f (siehe Seite 14)

4. Aorta

Wir haben ausschließlich die Pulsationen des Aortenknopfes abgeleitet. Es finden sich bei den Aortenkurven die Eigentümlichkeiten der Pulmonaliskurven wieder. Nur fehlt bei der Aorta meistens die flache Welle (i.W.) zu Beginn der isometrischen Kontraktionsphase. Die Incisur und der anschließende dikrote Gipfel sind meist nicht so ausgeprägt, wie bei der Pulmonaliskurve. Hier entspricht der dikrote Gipfel dem Aufprall des Blutes auf die Aortenklappe (16).

Der diastolische Abfall der Kurve verläuft in der Regel relativ gleichmäßig, nur finden sich häufig gegen Ende der Diastole flache Wellen, die die Eigenschwingungen der Gefäße repräsentrieren (16).

Abb. 10: Videodensitometrie, Aorta, Abl. g (siehe Seite 14)

ZEITVERHÄLTNIS

Wir haben die Zeit gemessen, die zwischen der R-Zackenspitze des EKG's und dem Beginn der Einwärtsbewegung in den Ableitungen a-d (Ventrikel), bzw. dem Beginn der Auswärtsbewegung in den Ableitungen f (Pulmonalis) und g (Aorta) liegt. Auf die Zeitmessung bei der Ableitung e (Vorhof) haben wir verzichtet, da hier aus den oben genannten Gründen kein eindeutig definierter Zeitpunkt für den Beginn der Vorhofsaktion feststellbar ist.

Wir führten auch keine weiteren Zeitbestimmungen, etwa in Bezug auf die Dauer der einzelnen Phasen, durch; und zwar aus zwei Gründen:

1. wurden diese Messungen (für die Elektrokymographie) bereits von einigen Autoren durchgeführt (3, 4, 6, 7, 10, 16, 31, 33, 34, 43) und

2. scheinen uns diese Zeitbestimmungen für den direkten Vergleich von Radarkymographie und Videodensitometrie nicht essentiell zu sein.

Die Zeit, die zwischen R-Zacke und Einwärtsbewegung des Myokards liegt, ist dagegen für die Zuordnung des Verhaltens der Herzmuskulatur relevant. Bei pathologischen Befunden (z.B. Infarkt) erwarten wir zum Teil - in den betroffenen Gebieten - ein paradoxes Verhalten, das am Besten durch das Zeitverhältnis ausgedrückt werden kann.

Die gemessene Zeit setzt sich aus zwei Komponenten zusammen: aus der Reaktionszeit des Myokards auf die elektrische Erregung (physiologische Komponente) und aus der Trägheit des Systems, der frequency response (technische Komponente). Jede Apparatur hat eine eigene frequency response, daher müssen die Ergebnisse anderer Autoren mit den eigenen Werten äußerst kritisch verglichen werden.

Um die Zeit zu erhalten, maßen wir 5 verschiedene Herzzyklen aus, und mittelten die Ergebnisse. Dabei erhielten wir für unsere Patienten überraschend verschiedene Ergebnisse (siehe Tabelle im Anhang). Dennoch konnten wir allgemeine Tendenzen feststellen. Betrachten wir isoliert das zeitliche Verhältnis der vier Ventrikel-Ableitungen a-d, so stellen wir fest, daß Ableitung a, d.h. der Bereich der Herzspitze schneller, als die mehr zur Herzbasis gelegenen Abschnitte der Herzwand reagiert. Dann folgen die Ableitungen b und d; am langsamsten ist die Reaktion auf die elektrische Erregung in Ableitung c.

Das ist durch die Ausbreitung der elektrischen Aktivität im Herzen erklärbar; denn zuerst werden die anteroseptalen Abschnitte des Ventrikelmyokards (a) aktiviert, dann der Großteil des Ventrikels und zum Schluß der basale Teil des linken Ventrikels. Außerdem dürfte auch hier die Umformung der Ovoidform in die Kugelgestalt

eine - wenn auch geringe - Rolle spielen und die rasche Reaktion der Herzspitze miterklären.
Die Erklärung, warum sich Abl. d ähnlich wie Abl. b verhält, und somit meist schneller als Abl. c ist, liegt ebenfalls in der sphärischen Umformung, denn in den basalen Abschnitten ist die Auswärtsbewegung bei dem Annehmen der Kugelgestalt sehr viel geringer, als in den Mittelabschnitten des Ventrikels.
Vergleichen wir die Ergebnisse in den Ableitungen f (Pulmonalis) und g (Aorta) miteinander, so stellen wir fest, daß beide nahezu gleich schnell reagieren. Gelegentlich reagiert Abl. f um ca. 10 msec schneller als g.
Zwischen der Reaktionszeit und der Herzfrequenz der Patienten konnten wir keinen Zusammenhang erkennen. Dagegen besteht ein Zusammenhang zwischen dem Alter der Patienten und der Reaktionszeit. Je älter die Patienten waren, desto länger war die Reaktionszeit. Aus unseren Messungen ergab sich, daß die absoluten Werte der Reaktionszeit keine Aussage zulassen, daß aber die Verhältnisse der Reaktionszeiten in den einzelnen Ableitungen zueinander von Bedeutung sind, da man aus Reaktionszeiten, die aus der Relation zu den anderen erhaltenen Zeiten herausfallen, auf eine ungenügende Koordinierung der Ventrikelmuskulatur im betroffenen Areal schließen kann (Asynergie).

FLÄCHENVERHÄLTNIS

Zur Quantifizierung und Objektivierung der Beurteilung der Kurven bestimmten wir die, von der Kurve umschriebene, Fläche nach zwei verschiedenen Kriterien:
1. Die Gesamtfläche wurde in Orientierung an das EKG (von R-Zacke zu R-Zacke) angenommen und in vier gleich breite Zonen unterteilt (Abb. 11.1). So erhielten wir vier Flächen (F_1, F_2, F_3, F_4), deren Summe die Gesamtfläche ergibt. Die einzelnen Flächen wurden anhand der Kästchen des Millimeter-

papiers ausgezählt und bestimmt. Da die Amplitude ein mitbestimmender Faktor für die Größe der Fläche ist, nahmen wir nicht die absoluten Zahlen zur Auswertung, sondern errechneten den prozentualen Anteil jeder Einzelfläche von der Gesamtfläche. Damit war der Einfluß der Verstärkereinstellung (Empfindlichkeit) und somit auch der Amplitudenhöhe ausgeschaltet. Es war möglich, Kurven miteinander zu vergleichen, die mit unterschiedlicher Verstärkung geschrieben worden waren.

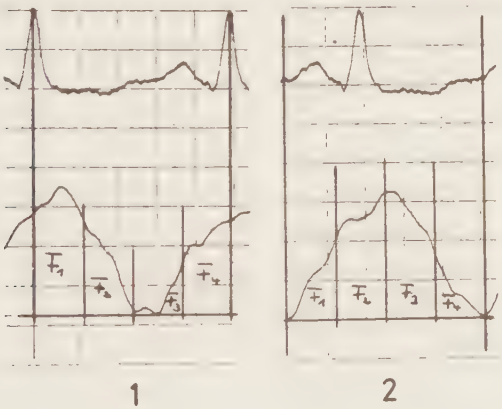


Abb. 11: Flächenaufteilung; 1: EKG-orientiert
2: Kurven-orientiert

Dabei stellten wir fest, daß in allen vier Ventrikelableitungen F_1 die größte Fläche beinhaltete (40.7%); in den Ableitungen a, b und d war F_4 jeweils die zweitgrößte Fläche (23.2-33.0%), nur in Ableitung c war F_2 (26.3%) größer als F_4 (19.8%). F_3 war in allen Ableitungen die deutlich kleinste Fläche (9.6-14.9%). Das Flächenrelief der Ableitungen f und g war identisch. F_1 war jeweils die kleinste Fläche (f: 9.5%; g: 11.3%), F_2 mit Abstand die größte (40.9%; 39.9%). Der langsame Kurvenabfall schlug

sich in den Werten für F_3 (29.2%; 29.0%) und F_4 (20.4%; 19.8%) nieder (siehe Tabelle im Anhang).

2. Die Gesamtfläche wurde an einer definierten Periode der Videodensitometriekurve orientiert, von Wellental (Kurven-Minimum) zu Wellental. Die Gesamtfläche wurde wiederum in vier, gleich breite, Areale unterteilt (Abb. 11.2) und die prozentualen Anteile jeder Teilfläche wurden errechnet (siehe Tabellen im Anhang). Hierbei fanden wir, daß bei den Ventrikelableitungen, a-d, F_1 (10-13%) und F_4 (14-21%) deutlich kleiner, als die anderen Teilflächen waren, daß F_2 die zweitgrößte Fläche (27-34%) und F_3 die größte Fläche (36-43%) umschrieben. Das erklärt sich daraus, daß die Kurve in F_1, vom Minimum ausgehend, ansteigt und in F_4 zum Minimum hin abfällt, während sowohl F_2, als auch F_3 Anteil am Kurven Maximum haben.

Bei den Ableitungen f (Pulmonalis) und g (Aorta) fanden wir F_1 als zweitgrößte Fläche (f: 32.5%; g: 34.4%), F_2 als größte (35.4%; 37.8%), F_3 als drittgrößte (22.5%; 19.9%) und F_4 mit Abstand als kleinste Fläche (9.6%; 7.9%). An den hohen Werten für F_1 erkennt man den steilen Anstieg der Kurve, die in F_2 ihr Maximum erreicht, und dann langsam über F_3 und F_4 zum Nullpunkt abfällt.

b. Radarkymographie

KURVENFORM

Wie bei der Videodensitometrie, so wird auch bei der Radarkymographie die Diastole von einem Kurvenanstieg, die Systole von einer Kurvensenkung wiedergegeben. Die Kurvenformen des Ventrikels (Ableitungen a-d) entsprechen in ihren Details völlig denen der Videodensitometrie (Abb. 12). Beschreibung siehe Seite 24.

Bei den Vorhofskurven (e) fanden wir auch hier eine große Variabilität, die sich zwangsläufig auf Grund der genannten Faktoren (Seite 25, 26) ergibt (Abb. 13). Allerdings erhielten wir mit der Radarkymographie keine Vorhofskurven, die den Gefäß-

kurven so ähnlich waren, wie wir das bei der Videodensitometrie beobachtet hatten.

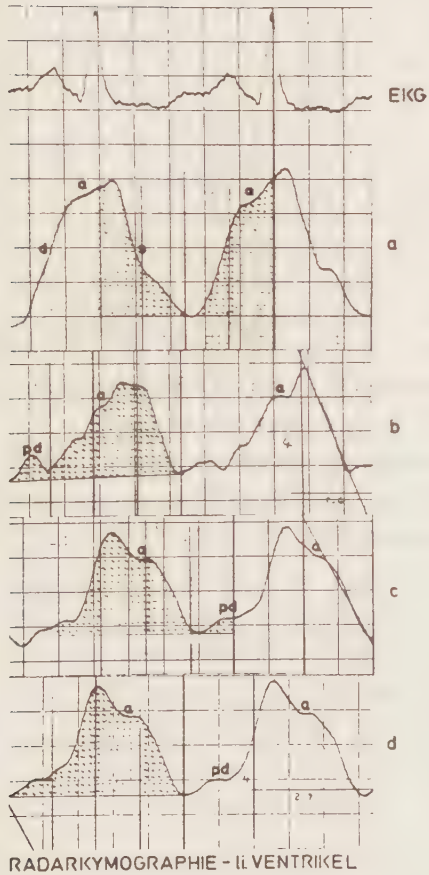


Abb. 12: Radarkymographie, die vier Ventrikelableitungen a-d (siehe Seite 14)

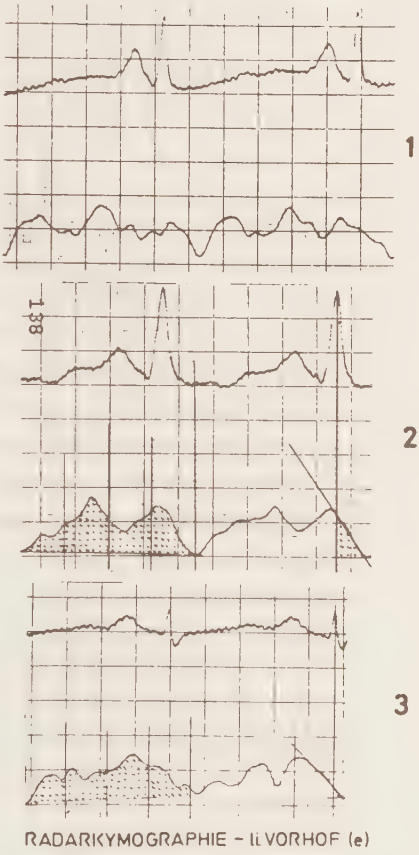


Abb. 13: Radarkymographie, linker Vorhof, Abl. e (siehe Seite 14)

Auch die Kurven der Pulmonalis (f) waren fast gleich, mit der Ausnahme, daß die Incisur vor dem dikroten Gipfel wesentlich ausgeprägter als bei der Videodensitometrie war (Abb. 14).

Siehe auch Seite 26, 27.

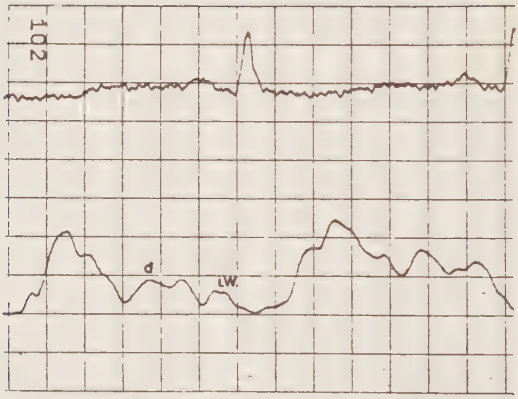


Abb. 14: Radarkymographie, Pulmonalis, Abl. f (siehe Seite 14)

Die Kurven des Aortenknopfes (g) sind glatter und - gegen Ende der Diastole - von weniger Wellen gestört, als bei der Videodensitometrie. Die Incisur verschwindet fast völlig (Abb. 15).

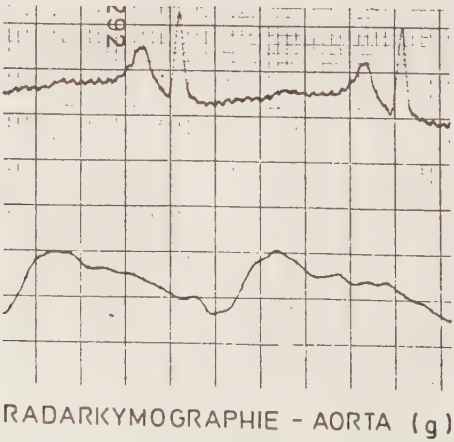


Abb. 15: Radarkymographie, Aorta, Abl. g (siehe Seite 14)

AMPLITUDE

Wir bestimmten die Amplitude, indem an fünf Kurven die maximale Auslenkung von der Null-Linie gemessen und der Mittelwert errechnet wurde. Anhand der Eichkurve (siehe Abb. 6) wurde dieser Wert in die tatsächliche Bewegung umgerechnet (siehe Tabelle im Anhang).
Dabei fanden wir äußerst unterschiedliche Größen der Bewegung:
Abl. a: 2.6-8.9 mm; b: 2.3-6.7 mm;
c: 2.0-5.6 mm; d: 2.1-5.7 mm.

Der Verlauf der Bewegungsgrößen des Herzens eines Patienten in den einzelnen Ableitungen zeigt, daß sich jeweils die größte Bewegung in Abl. a, also im Bereich der Herzspitze findet. In den Ableitungen b und c wird die Bewegung kontinuierlich kleiner, um dann in Ableitung d wieder geringfügig anzusteigen. Eine einfache Erklärung für dieses Verhalten liegt in der Umformung von der Ovoidform zur Kugelgestalt, bei der der Herzmuskel im Bereich der Herzspitze die größte Positionsveränderung erfährt.
Die Vorhofsaktionen (e) haben mit einer gemittelten Bewegung von 1.6 mm erwartungsgemäß eine erheblich geringere Amplitude, als die der Ventrikelaktion. Das erklärt sich aus der schwächeren Muskulatur und dem kleineren, zu komprimierenden, Raum.
Die Bewegung der Pulmonalis (f: 0.9-2.8 mm) unterscheidet sich von der der Aorta (g: 1.0-2.6 mm) um durchschnittlich 0.4 mm. Dabei ist in den meisten Fällen die Bewegung der Aorta größer, als die der Pulmonalis.

ZEITVERHÄLTNIS

Die Zeitmessung wurde genau wie bei der Videodensitometrie durchgeführt.
Die Ergebnisse entsprachen, soweit sie das zeitliche Verhältnis der Ableitungen zueinander betreffen, denen der Videodensitometrie (siehe Seite 29, 30 und Tabelle im Anhang).

Allerdings fanden wir bei der Radarkymographie generell eine kürzere Reaktionszeit auf die elektrische Erregung, als bei der Videodensitometrie. Die mittlere Verzögerung der Videodensitometrie betrug 11.4 msec. Dieser Unterschied ist auf eine unterschiedliche Trägheit im apparativen Bereich zurückzuführen, denn alle anderen Faktoren sind unverändert. Daraus läßt sich schließen, daß bei unseren Geräten die Radarkymographie eine höhere frequency response, als die Videodensitometrie besitzt.

GESCHWINDIGKEIT

Die Geschwindigkeit der Herzmuskelaktion während der systolischen Kontraktion wurde gemessen, indem eine Gerade entlang der Hauptneigung der Abwärtsbewegung gezogen wurde, und deren Steigung (=Geschwindigkeit) nach der Formel dx/dt errechnet wurde. Es sind jeweils drei Kurven ausgemessen, und die Ergebnisse gemittelt worden. Mit Hilfe der Eichkurve wurden die Werte in cm/sec umgerechnet (siehe Tabelle im Anhang).
Ableitung a zeigte die größte Geschwindigkeit der Bewegung (3.20 cm/sec); in dieser Ableitung fanden wir auch die größte Amplitude (siehe Seite 35). Genau wie bei der Amplitude wird auch die Geschwindigkeit in b und c kontinuierlich kleiner (b: 2.41 cm/sec; c: 2.00 cm/sec) und steigt in d (2.05 cm/sec) wieder geringfügig an.
In Ableitung e fanden wir die langsamste Geschwindigkeit mit 1.55 cm/sec. Dies entspricht der geringeren Bewegung und der schwächeren Muskulatur der Vorhofswand.
Pulmonalis und Aorta zeigten nahezu dieselbe Geschwindigkeit der Bewegung (f: 1.76 cm/sec; g: 1.74 cm/sec).

BESCHLEUNIGUNG

Die Errechnung der Beschleunigung des Myokards während der Systole wurde nach der Formel dx/dt^2 vorgenommen. Dazu verwendeten wir die für die Messung der Geschwindigkeit erhaltenen Zahlenwerte, so daß sich, nach Einsetzen in die Formel, die Beschleunigung in cm/sec^2 ergab (siehe Tabelle im Anhang). Die einzelnen Werte der Patienten zeigten dabei eine große Variabilität; wir können daher die (gemittelten) Werte nur als Anhaltspunkte verstehen.

Das sich ergebende Relief ist verständlicherweise das gleiche, wie bei der Geschwindigkeit (und damit auch dasselbe, wie bei der Amplitude):

a: 13.58 cm/sec^2; b: 12.32 cm/sec^2; c: 7.93 cm/sec^2;
d: 8.41 cm/sec^2; e: 6.50 cm/sec^2; f: 7.43 cm/sec^2;
g: 8.92 cm/sec^2.

FLÄCHENVERHÄLTNIS

1. EKG-orientierte Flächenbestimmung (Abb. 11.1):

Bei den Ventrikelableitungen a-d repräsentierte F_1 jeweils die größte Fläche (39.5% im Mittel); F_4 war hier - im Gegensatz zur Videodensitometrie - in allen vier Ableitungen die zweitgrößte Fläche (29.4%). F_2 war, trotz des höheren Mittelwertes (16.4%), zur Hälfte kleiner, als F_3 (14.7%); F_2 und F_3 sind etwa gleich groß. Bei den Ableitungen von Pulmonalis und Aorta war F_1 die kleinste Fläche (f: 11.6%; g: 11.6%), F_2 die größte (37.6%; 42.9%), F_3 die zweitgrößte (29.4%; 29.5%) und F_4 die drittgrößte (21.4%; 16.0%). Siehe Tabellen im Anhang.

2. Flächenbestimmung der Kurvenperiode (Abb. 11.2):

Die Ergebnisse in den Ableitungen a-d entsprachen der Kurvenform: langsamer Anstieg in F_1 (10-14%), Kurvenmaximum in F_2 (30-34%) und F_3 (35-40%), wobei hier bereits der steile Abfall der Kurve in der Systole - am Rande - mitbeteiligt ist, und Auslaufen der Kurve in F_4 (15-17%).

Bei Pulmonalis und Aorta stellt F_4 mit Abstand die kleinste Fläche dar (f: 11%; g: 6%). F_2 repräsentierte die größte Fläche (35%; 38%), F_1 war etwas kleiner (32%; 33%), und der langsame Abfall der Kurve kam in F_3 zum Ausdruck (22%; 23%). Siehe Tabellen im Anhang.

3. Abweichung von dem sonst erhaltenen Kurvencharakter

In der seitlichen Ableitung war bei einem Patienten in der videodensitometrischen Kurve eine, zunächst nicht erklärbare, Doppelgipfligkeit zu sehen, die bei der Radarkymographie nicht vorhanden war (Abb. 16.1 und 17.1).

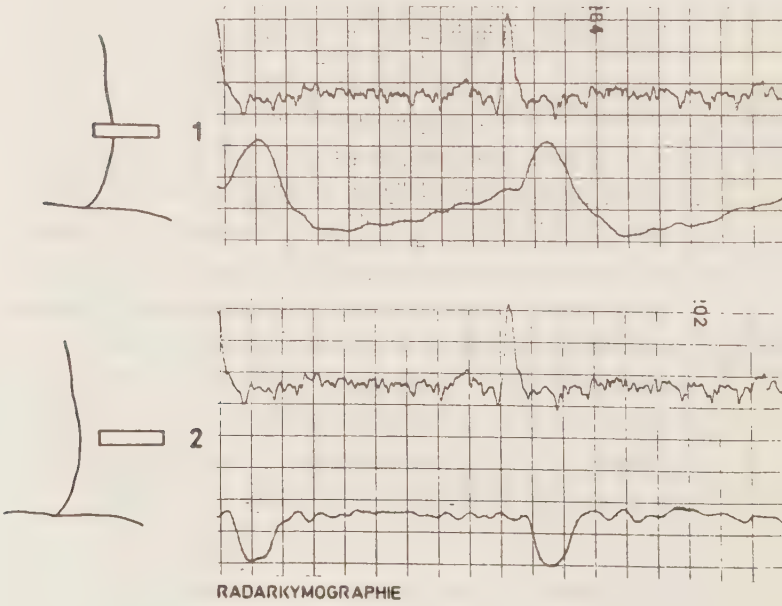


Abb. 16 Radarkymographie, seitl. Ableitung
1: Fenster über den Herzrand gelegt,
2: Fenster im Retrocardialraum

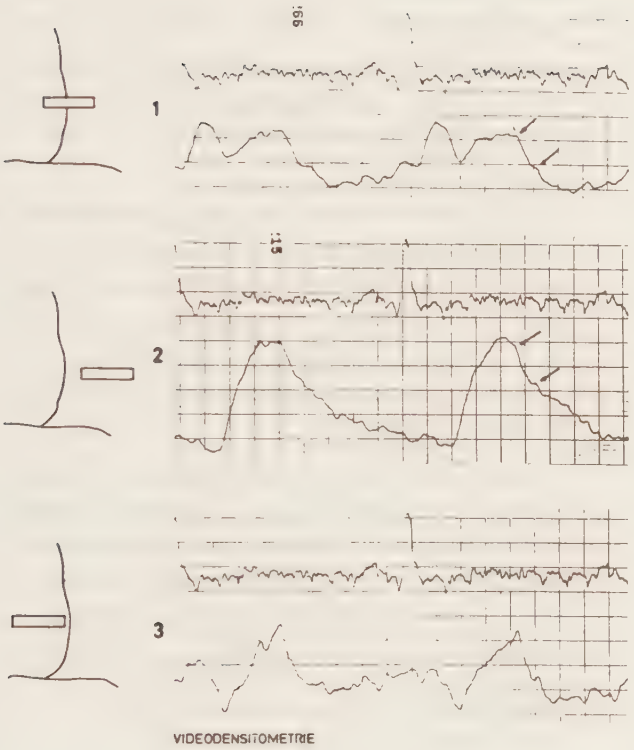


Abb. 17: Videodensitometrie, seitl. Ableitung,
1: Fenster über den Herzrand gelegt,
2: Fenster im Retrocardialraum,
3: Fenster im Herzschatten

Der erste Gipfel der Videodensitometriekurve entsprach nach Form und Bezeihung zum EKG dem der Radarkymographie. Um den zweiten videodensitometrischen Gipfel zu erklären, verschoben wir das elektronische Fenster einmal nach rechts in das Lungengewebe (Retrocardialraum) und einmal nach links in den Herzschatten.

Bei der Radarkymographie ergab die Kurvenverschiebung im Bereich des Lungengewebes die Pulsation eines Gefäßes, entgegengesetzt der Herzwandbewegung (Abb. 16.2). Im Herzschatten konnten wir radarkymographisch keine Kurve erhalten, da keine Kontrastgrenze vorhanden war, an die der Tracker gelegt werden konnte.

Mit der Videodensitometrie ließ sich im Lungengewebe eine deutliche Gefäßkurve feststellen, die sowohl zeitlich, als auch nach der Kurvenform dem zweiten Gipfel der in Abb. 17.1 dargestellten ersten Kurve entsprach (Abb. 17.2). Bei der Schreibung des aus dem Herzschatten erhaltenen Signals (Abb. 17.3) fanden wir ebenfalls gemeinsame Charakteristika mit der ersten Kurve.

In der seitlichen Position ist das, zur Quantifizierung herangezogene, Flächenrelief bei beiden Methoden von dem der pa-Position verschieden. In diesem Fall unterscheiden sich auch Videodensitometrie und Radarkymographie wesentlich in der Flächenaufteilung. Die videodensitometrische Kurve entspricht bei dieser Untersuchung nicht der eigentlichen Herzwandbewegung.

1. Flächenberechnung der Kurvenperioden:

   a. Fenster über dem Herzrand

	Videodensitometrie	Radarkymographie
F_1	41.4%	56.7%
F_2	42.5%	4.4%
F_3	9.6%	10.3%
F_4	6.5%	28.6%

Hier gehen bei der Videodensitometrie die beiden Gipfel in F_1 und F_2 ein, während bei der Radarkymographie nur F_1 den einen Gipfel umfaßt.

b. Fenster im Retrocadialraum

	Videodensitometrie	Radarkymographie
F_1	32.3%	55.2%
F_2	41.3%	12.0%
F_3	19.7%	19.4%
F_4	6.7%	13.4%

Bei der Radarkymographie findet sich eine schnelle, kurze Pulsation, die in F_1 zum Ausdruck kommt, während bei der Videodensitometrie das typische Flächenrelief einer Gefäßkurve auftritt, siehe Seite 32.

c. Fenster im Herzschatten

F_1: 41.6% F_2: 17.9% F_3: 19.9% F_4: 20.6%

Diese Werte spiegeln die unregelmäßige Kurve (Abb. 17.3) wieder und lassen keine Vergleiche zu.

2. EKG-orientierte Flächenberechnung

a. Fenster über dem Herzrand

	Videodensitometrie	Radarkymographie
F_1	38.4%	58.0%
F_2	43.7%	7.2%
F_3	9.6%	9.2%
F_4	6.5%	25.6%

Auch bei dieser Methode der Flächenbestimmung kommt der zweite Gipfel bei der Videodensitometrie in F_2 deutlich zum Vorschein, während diese Teilfläche bei der Radarkymographie sogar die kleinste ist.

b. Fenster im Retrocardialraum

	Videodensitometrie	Radarkymographie
F_1	5.4%	55.2%
F_2	47.4%	12.0%
F_3	32.0%	19.4%
F_4	15.2%	13.4%

Auch hier der Unterschied: die kurze, schnelle Pulsation des Gefäßes bei der Radarkymographie und der späte Anstieg bei der Videodensitometrie ergeben den Unterschied beider Methoden in der Flächenaufteilung. Die Videodensitometrie zeigt auch hier die für Gefäßkurven typische Flächenverteilung.

c. Fenster im Herzschatten

F_1: 13.8% F_2: 36.0% F_3: 23.8% F_4: 26.4%

Bei der Videodensitometrie fanden wir also einen ersten Gipfel, der der Horizontalbewegung des Herzens entsprach, - das ergibt sich aus der Übereinstimmung des Zeitverhältnisses und der Kurvenform mit der radarkymographisch erhaltenen Kurve - und einen zweiten Gipfel, der sich aus Dichteänderungen im Bereich des Herzens selbst und - zum größeren Teil - aus Pulsationen im Lungengewebe zusammensetzte.

E. Diskussion

Radarkymographie- und Videodensitometriekurven entsprachen sich - mit einer Ausnahme (Seite 38-42) - in ihrer Kurvenform.

Betrachten wir die Ergebnisse unserer Untersuchungen, zuerst die des Ventrikels.

Die Übereinstimmung der Kurven zeigt sich am besten an einem Vergleich der Kurvenorientierten Flächenbestimmung, mit der man hauptsächlich die Kurvenform bewertet. Bei der Beurteilung der so erhaltenen Werte, muß man aber berücksichtigen, daß die Aussagemöglichkeit dieser Methode begrenzt ist, da einzelne Wellen und Zacken, ein kurzzeitiger Horizontalverlauf und ein kurzer, steiler Abfall der Kurve, im Flächenrelief nicht zu erkennen sind. Dieses Vorgehen ermöglicht eine relative Quantifizierung des Gesamtverlaufs der Kurve, die in ihrer Aussage vielleicht noch durch eine differentiertere Flächenaufteilung gesteigert werden kann.

	Videodensitometrie	Radarkymographie
F_1	10-13%	10-14%
F_2	27-34%	30-34%
F_3	36-43%	35-40%
F_4	14-21%	15-17%

Nicht nur - wie erwartet - das Flächenrelief, sondern auch die Zahlenwerte entsprechen weitgehend einander. Auch in den Details (a-Welle, pd-Welle), die von den Flächenverhältnissen nicht erfaßt werden, entsprechen sich die Ventrikelkurven beider Methoden (siehe Abb. 7 und Abb. 12).

Unterschiede bestanden in der Amplitude, was sich aus der Tatsache erklärt, daß die Amplitude bei der Videodensitometrie ein

Zufallsprodukt ist, während sie bei der Radarkymographie, in Abhängigkeit von der Verstärkung, ein Maß für die tatsächliche Bewegung der Herzwand darstellt. Damit ist bei der Radarkymographie, im Gegensatz zur Videodensitometrie, die Möglichkeit gegeben, mit der Amplitudenbestimmung hypo- bzw. akinetische Bezirke der Herzwand zu erkennen und zu lokalisieren.
Abhängig von der Amplitudenbestimmung sind auch die Bewertungen von Geschwindigkeit und Beschleunigung des Myokards während der Kontraktion.
Insbesondere die Beschleunigung gibt die Möglichkeit, die Kontraktilität des Myokards zu beurteilen. Sie ist somit ein Parameter für den Funktionszustand und die Leistungsfähigkeit der Herzmuskulatur. Diese Beurteilungsmöglichkeit ist bei der Videodensitometrie nicht gegeben. Es wäre von großem Interesse, solche Messungen mit Hilfe der Radarkymographie an einem großen Patientengut durchzuführen, um möglichst genaue Normwerte zu erhalten.
Wie schon erwähnt, ergab sich ein weiterer Unterschied der beiden Techniken in der zeitlichen Relation zum EKG. Die physiologische Komponente des Zeitabstandes von der R-Zacke bis zum Beginn der Einwärtsbewegung in der Systole ist bei beiden Methoden dieselbe (siehe Seite 29). Deshalb liegt der Unterschied in der technischen Komponente: bei unserer Apparatur reagierte die Videodensitometrie um 11.4 msec langsamer, als die Radarkymographie, die eine geringere Trägheit besaß. Daraus ergibt sich auch der Unterschied in den EKG-orientierten Flächenverhältnissen bei denen hauptsächlich eine Verschiebung der Kurve im Verhältnis zur R-Zacke zum Ausdruck kommt; d.h., diese Methode ist eine zusätzliche Möglichkeit zur Bestimmung des Zeitverhältnisses. Die Flächenverhältnisse geben das Zeitverhältnis zwangsläufig nicht exakt wieder. Eine paradoxe Bewegung würde auch

ohne Flächenberechnung erkannt werden, und kleinere Verschiebungen in Relation zur elektrischen Erregung geben eine zu geringe Änderung der Flächenverhältnisse. Die EKG-orientierte Flächenberechnung bringt gegenüber der Flächenberechnung aus der definierten Periode der Kurve keine zusätzlichen Erkenntnisse.

	Videodensitometrie	Radarkymographie
F_1	40.7%	39.5%
F_2	19.9%	16.4%
F_3	13.6%	14.7%
F_4	25.8%	29.4%

Hier wird die Verschiebung der Kurven der beiden Methoden um 11.4 msec deutlich. F_1 besitzt bei der Videodensitometrie einen geringfügig größeren Anteil an der Gesamtfläche, als bei der Radarkymographie. Letztere befindet sich mehr im steilen, systolischen Abfall der Kurve, während die Videodensitometrie mehr Anteil am flachen, diastolischen, Anstieg der Kurve hat. Daher ist auch die Radarkymographiekurve in F_2 bereits am Nullpunkt der Kurve, die Videodensitometriekurve dagegen befindet sich noch im Bereich der Kurvensenkung. F_3 ist bei der Radarkymographie etwas größer, als bei der Videodensitometrie, denn jetzt durchläuft die videodensitometrische Kurve die Null-Linie. In F_4 schließlich nähert sich die radarkymographische Kurve wieder dem Kurven-Maximum, während sich die Videodensitometrie noch in einem früheren Bereich des Kurvenanstiegs befindet.

Die große Variabilität der Vorhofskurven fand sich bei beiden Methoden wieder. Die zahlreichen Faktoren, die die Bewegung des Vorhofs mitbestimmen, sind auf den Seiten 25 und 26 aufgeführt. Der Unterschied zwischen den videodensitometrischen und den radarkymographischen Kurven der Ableitung e besteht nur

darin, daß wir bei der Videodensitometrie gelegentlich Kurven fanden, die in ihrem Charakter einer Gefäßkurve sehr nahe kamen (Abb. 8.1), bei der Radarkymographie dagegen solche Kurven nicht beobachteten, obwohl die Kurven jeweils von exakt derselben Stelle des Herzrandes abgeleitet wurden. Wir erklären uns diesen Unterschied damit, daß die Videodensitometrie die Dichteänderungen im gesamten Fensterbereich integriert. Da das Fenster zum Teil in den Bereich der Lunge hineinreicht - und Kurven aus dem Lungenbereich den Gefäßkurven sehr ähnlich sind (Lissner (26)) - kann die Vorhofsbewegung von Dichteänderungen des Lungengewebes überlagert werden. Das Ergebnis dieser Superposition ist dann eine, der Gefäßkurve ähnliche, Kurve. Bei der Radarkymographie legt man den Tracker gezielt an den Herzrand und erfaßt daher die Pulsationen des Lungengewebes nicht.

Die Kurvenform bei der Ableitung f (Pulmonalis) unterscheidet sich in beiden Techniken lediglich darin, daß die Kurven der Videodensitometrie etwas glatter sind. Auch dafür ist die Erfassung aller Dichteänderungen im gesamten Fensterbereich die Ursache, denn hier werden die Pulsationen des ganzen Gefäßbaumes miterfaßt. Das ergibt einen hohen Signalwert, wohingegen bei der Radarkymographie nur die Pulsationen der, den Kontrastrand bildenden, Pulmonalis erfaßt werden.
Daher besteht die Möglichkeit, daß Veränderungen der Pulmonalisbewegung mit der Radarkymographie erkannt werden, bei der Videodensitometrie jedoch durch Überlagerungen der anderen Gefäßpulsationen verschleiert werden.
Bei der Kurvenbeschreibung der Aorta (g) führt diese Tatsache zu einem gegenteiligen Resultat: die bei der Videodensitometrie als flache Wellen gegen Ende der Diastole erfaßten Eigenschwingungen der Gefäße werden bei der Radarkymographie

nicht registriert, da der Tracker ausschließlich die Bewegungen der Aorta verfolgt. Diese Unterschiede fallen bei der Kurven-orientierten Flächenbestimmung nicht ins Gewicht, so daß wir nahezu identische Werte erhalten:

	Pulmonalis		Aorta	
	Video-densito-metrie	Radar-kymo-graphie	Video-densito-metrie	Radar-kymo-graphie
F_1	32.5%	31%	34.4%	33%
F_2	35.4%	35%	37.8%	38%
F_3	22.5%	22%	19.9%	23%
F_4	9.6%	11%	7.9%	6%

Vergleichen wir nun die EKG-orientierten Flächenverhältnisse:

	Pulmonalis		Aorta	
	Video-densito-metrie	Radar-kymo-graphie	Video-densito-metrie	Radar-kymo-graphie
F_1	9.5%	11.6%	11.3%	11.6%
F_2	40.9%	37.6%	39.9%	42.9%
F_3	29.2%	29.4%	29.0%	29.5%
F_4	20.4%	21.4%	19.8%	16.0%

Dabei ergibt sich, daß die Verschiebung der Kurve in Relation zur R-Zacke des EKG's (Verspätung der videodensitometrischen Kurve um 11.4 msec) bei Aorta und Pulmonalis nur sehr gering zum Vorschein kommt. Das läßt sich nur mit der Ungenauigkeit erklären, die in dem Verfahren der Flächenbestimmung liegt. Die Flächenverhältnisse geben nur einen groben Überblick über die Kurvenform, bzw. über die zeitliche Einordnung der Kurve.

Die Ergebnisse unserer Untersuchungen entsprechen weitgehend den Resultaten, die mit der Elektrokymographie erzielt wurden. Die

typischen Merkmale der Kurven in den einzelnen Herzwandabschnitten sind die gleichen, wie sie Boone (1, 2), Chamberlain (3), Dack (6), Engström (7), Heckmann (14,15,16, 17), Henny (18), Lissner (26), Mednick (31), Stauffer (40), Sussman (42) und Willis (43) für die Elektrokymographie beschrieben haben.

Bei Lissner und Marhoff (27) und bei Lissner (28) finden sich dieselben Charakteristika für die Videodensitometrie, und auch Kazamias (23,24) und Mond (32) geben für die Radarkymographie die gleichen Merkmale einer Kurve von gesunden Herzen an.

Daraus ergibt sich die enge Beziehung von Radarkymographie und Videodensitometrie mit der Elektrokymographie. Allerdings haben die beiden erstgenannten Methoden gegenüber der Elektrokymographie entscheidende Vorteile. Der bedeutendste Vorteil ist, daß zur Untersuchung eine einmalige Durchleuchtung, die auf Band gespeichert wird, ausreichend ist, während der Patient bei der Elektrokymographie den gesamten Untersuchungsgang mitmachen muß und deshalb eine wesentlich höhere Strahlenbelastung erfährt. Auch können bei der Elektrokymographie nur verschiedene Herzzyklen zur Darstellung gelangen, bei Radarkymographie und Videodensitometrie dagegen können alle Kurven von denselben Herzaktionen abgeleitet werden. Und schließlich ist es bei der Elektrokymographie mit Schwierigkeiten verbunden, den exakten Punkt der Ableitung zu dokumentieren - was für Wiederholungsuntersuchungen und Verlaufskontrollen (z.B. bei Herzinfarkt) von Bedeutung ist - bei Radarkymographie und Videodensitometrie dagegen läßt sich der genaue Ort der Ableitung ohne weiteres - mit einem Polaroidbild oder einer Zeichnung - festhalten.

Aus diesen Gründen ist sowohl der Radarkymographie als auch der Videodensitometrie gegenüber der Elektrokymographie der Vorzug zu geben.

Wie wir gesehen haben besteht im Normalfall kaum ein Unterschied in der Kurvenform und in der zeitlichen Einordnung (abgesehen von der apparativ bedingten Verspätung der Videodensitometrie) zwischen Radarkymographie und Videodensitometrie.
Die Aussagemöglichkeit beider Methoden ist jedoch sehr unterschiedlich. Wir haben nachgewiesen, daß bei der Videodensitometrie eine Eichung nicht möglich ist (Seite 18-19); das bedeutet, daß die Amplitude der Videodensitometriekurve keine Aussage über die tatsächliche Bewegung zuläßt, und daher weder Geschwindigkeit noch Beschleunigung (als Parameter für die Kontraktilität des Myokards) bestimmt werden können.
Außerdem haben wir gesehen, daß in Einzelfällen die Videodensitometrie verfälschte Kurven liefert (Seite 38-42), die Radarkymographie dagegen die echte Bewegung der Herzwand aufzeigt. Da diese beiden - schwerwiegenden - Unterschiede in der verschiedenen Technik beider Methoden ihre Ursache haben, wird man der Radarkymographie eindeutig den Vorzug in der praktischen Anwendung geben.
Die Schwierigkeit, den Tracker bei geringen Kontrasten exakt an die Herzschattengrenze anzulegen, läßt sich bei geeigneter Durchleuchtungstechnik vermeiden. Die Radarkymographie in ihrer bisherigen Form erfaßt lediglich die auf dem Bildschirm des Fernsehmonitors horizontal, d.h. in Zeilenrichtung, verlaufenden Bewegungen. Da die, von der Radarkymographie erfaßte, Horizontalverschiebung nicht immer genau der wirklichen Bewegung entspricht, wäre es wünschenswert, das Fernsehbild gegen die Zeilen zu drehen, so daß das elektronische Fenster immer senkrecht zur Herzwand steht. Dies scheint technisch möglich zu sein.
Eine so verbesserte Radarkymographie ist eine ideale, nicht invasive und den Patienten kaum belastende Untersuchung zur Bewertung der Herzwandbewegung.

Anhang

1. ZEITVERHÄLTNIS (msec)

	O.R.		E.K.		H.D.		B.G.		B.Ö.		I.B.		R.K.		J.F.		M.K.		E.L.		Mittelwert	
	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd
a	58	96	125	144	48	67	48	67	29	38	96	115	135	144	29	38	154	163	115	125	80.22 ±48	99.7 ±45.43
b	115	144	135	135	125	125	115	125	115	115	96	115	144	144	106	135	154	163	125	144	123 ±17.52	134.5 ±14.99
c	144	144	135	135	115	125	115	125	125	135	96	106	135	144	144	154	135	144	135	144	127.9 ±15.2	135.6 ±13.83
d	125	135	115	125	29	48	106	115	115	125	87	96	115	115	125	144	115	115	115	125	104.7 ±28.67	114.3 ±26.6
e	10	10	-	-	38	38	-	125	-	-	-	-	58	67	10	38	96	115	-	-	42.4 ±36.18	65.5 ±46
f	125	144	67	86	106	115	87	106	135	115	96	96	67	115	96	115	77	96	125	125	98.1 ±24.46	125.0 ±28.6
g	135	183	86	96	115	135	87	106	125	154	48	96	106	115	96	-	115	115	77	125	99.0 ±25.69	125.0 ±28.63

Anhang 2. EKG-ORIENTIERTE FLÄCHENVERHÄLTNISSE (%) F_1

	O.R.		E.K.		H.D.		B.G.		B.Ö.		I.B.		R.K.		J.F.		M.K.		E.L.		Mittel	
	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd
a	34.4	35.0	44.0	44.4	40.1	38.4	41.6	42.9	39.9	48.0	36.1	37.8	33.7	38.1	39.1	37.5	31.7	37.7	30.8	33.5	37.74 ±4.40	38.60 ±4.92
b	43.0	49.0	46.6	45.4	45.0	45.0	48.6	49.7	46.4	43.1	39.8	42.2	42.0	40.0	41.2	38.5	40.6	46.0	31.2	37.9	42.44 ±4.90	43.13 ±5.07
c	43.4	48.8	48.9	49.1	41.8	39.3	44.1	42.1	37.4	34.1	42.7	44.2	43.6	39.4	17.5	19.5	47.7	45.9	33.9	41.4	39.57 ±8.75	40.35 ±8.64
d	38.8	52.4	45.3	50.8	28.1	31.2	43.1	41.6	47.1	38.1	36.7	40.0	48.3	46.4	10.0	11.1	46.8	52.6	31.8	39.2	37.60 ±11.9	40.34 ±12.4
e	20.9	30.0	10.1	5.3	18.2	13.7	--	7.1	8.3	8.1	--	--	26.3	13.1	11.7	21.0	27.4	28.3	--	--	17.55 ±7.75	15.20 ±10.3
f	14.2	6.3	9.6	4.5	11.8	12.2	9.7	6.6	10.0	12.8	11.8	17.6	7.8	4.5	6.7	7.9	18.0	14.5	21.3	12.3	11.59 ±5.30	9.40 ±5.04
g	11.8	7.6	7.4	7.9	3.5	5.8	10.4	9.9	15.4	18.5	22.7	16.8	5.6	6.2	4.0	--	16.0	10.9	19.2	18.2	11.53 ±6.24	11.30 ±5.16

Anhang 2. EKG-ORIENTIERTE FLÄCHENVERHÄLTNISSE (%) F_2

	O.R.		E.K.		H.D.		B.G.		B.Ö.		I.B.		R.K.		J.F.		M.K.		E.L.		Mittel	
	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd
a	5.1	6.8	11.2	20.2	8.2	13.2	6.7	9.2	21.7	19.0	4.3	3.4	19.4	19.4	8.6	15.7	10.2	17.6	7.2	6.9	10.26 ±5.84	12.64 ±5.94
b	4.7	9.7	16.2	24.0	19.4	27.5	18.7	18.5	34.0	41.5	4.0	7.3	21.4	34.0	34.1	36.8	24.4	26.8	8.8	8.1	18.57 ±10.7	22.92 ±13.1
c	9.1	22.0	19.1	23.0	25.4	25.3	26.5	33.3	43.9	42.4	3.9	8.7	22.6	31.5	52.6	46.6	16.1	21.8	7.4	8.2	23.45 ±16.4	26.28 ±12.6
d	7.0	10.0	6.3	13.1	4.8	7.2	21.6	29.2	34.3	38.1	4.0	7.2	9.0	15.2	38.9	42.5	8.8	10.8	6.2	3.9	14.09 ±12.9	17.72 ±13.8
e	6.6	3.7	25.7	17.1	6.5	18.2	--	42.9	26.4	23.5	--	--	7.9	18.2	21.6	9.6	5.4	5.9	--	--	14.30 ±9.75	17.34 ±12.4
f	35.8	35.0	38.0	43.5	14.5	30.0	49.3	42.9	28.0	36.0	30.1	42.7	49.3	35.1	44.0	41.5	36.6	44.3	39.9	55.7	36.55 ±10.5	40.67 ±7.12
g	50.7	30.5	42.3	41.8	45.4	35.6	44.8	37.4	21.5	16.7	42.6	50.0	44.8	35.2	40.0	--	49.3	60.5	50.8	49.6	43.27 ±8.50	39.68 ±12.7

Anhang 2. EKG-ORIENTIERTE FLÄCHENVERHÄLTNISSE (%) F_3

	O.R.		E.K.		H.D.		B.G.		B.Ö.		I.B.		R.K.		J.F.		M.K.		E.L.		Mittel	
	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd
a	23.9	23.3	9.0	3.7	11.6	13.9	17.4	16.2	6.9	2.0	23.5	22.9	15.4	13.0	9.0	10.4	22.0	17.7	26.9	24.8	16.77 ±7.37	14.70 ±7.88
b	17.1	16.3	8.1	5.7	6.9	5.6	6.8	5.9	5.2	6.2	18.0	17.3	8.0	6.7	7.3	6.5	10.6	6.8	26.1	18.1	11.95 ±6.79	9.59 ±5.32
c	13.7	8.9	5.8	6.4	8.2	7.4	8.5	7.9	13.2	18.2	16.2	13.8	9.0	9.9	26.0	26.3	8.1	8.5	22.0	15.5	13.07 ±6.63	12.28 ±6.27
d	19.6	12.0	14.3	10.6	26.7	23.2	8.8	11.0	10.0	15.9	19.7	17.3	6.6	5.6	33.0	30.1	13.0	8.0	23.7	15.1	17.54 ±8.52	14.90 ±7.33
e	32.4	26.5	39.6	44.1	33.8	33.1	--	33.9	25.0	33.7	--	--	26.3	36.4	37.0	32.3	27.0	22.9	--	--	31.59 ±5.65	32.86 ±6.33
f	28.9	33.2	31.0	31.6	38.2	28.6	20.1	25.5	38.0	31.4	29.4	24.6	33.8	36.5	30.6	31.8	29.8	27.5	19.4	21.5	29.16 ±6.51	29.22 ±4.52
g	28.5	33.9	32.9	32.3	33.7	24.6	31.3	31.3	32.3	31.5	26.2	24.2	28.8	31.4	34.0	--	25.5	24.3	23.3	24.8	29.53 ±3.68	28.67 ±4.16

Anhang 2. EKG-ORIENTIERTE FLÄCHENVERHÄLTNISSE (%) F_4

	O.R.		E.K.		H.D.		B.G.		B.Ö.		I.B.		R.K.		J.F.		M.K.		E.L.		Mittel	
	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd
a	36.6	34.9	35.8	31.7	40.1	34.5	34.3	31.7	31.5	31.0	36.1	35.9	31.5	29.5	43.3	36.4	36.1	30.0	35.1	34.8	35.04 ±5.15	33.04 ±2.53
b	35.2	25.0	29.1	24.9	28.7	21.9	25.9	25.9	14.4	9.2	38.2	33.2	28.6	19.3	18.2	17.4	24.4	20.4	33.9	35.9	27.66 ±7.38	23.17 ±7.40
c	33.8	20.3	26.2	21.5	24.5	18.0	20.9	16.7	5.5	5.3	37.2	33.3	24.8	19.2	3.9	4.6	28.1	23.8	36.7	34.9	24.16 ±11.6	19.76 ±9.91
d	34.6	25.6	34.1	25.4	40.4	38.4	26.5	18.2	8.6	7.9	39.6	35.5	36.1	32.8	17.8	16.3	31.4	28.6	38.3	41.8	30.74 ±10.3	27.05 ±10.6
e	40.1	39.8	24.6	33.5	41.5	35.0	--	16.2	40.3	34.7	--	--	39.5	32.3	29.7	37.1	40.2	42.9	--	--	36.56 ±6.62	33.94 ±7.97
f	21.1	25.5	21.4	20.4	35.5	29.2	20.9	25.0	24.0	19.8	28.7	15.1	9.1	23.9	18.7	18.8	15.6	13.7	19.4	10.5	21.44 ±7.11	20.19 ±5.87
g	9.0	28.0	18.4	18.0	17.4	24.0	13.5	21.4	30.8	33.3	8.5	9.0	20.8	27.2	22.0	--	8.7	4.3	6.7	7.4	15.08 ±7.74	19.59 ±9.61

Anhang 3. KURVEN-ORIENTIERTE FLÄCHENVERHÄLTNISSE (%) F_1

	O.R.		E.K.		H.D.		B.G.		B.Ö.		I.B.		R.K.		J.F.		M.K.		E.L.		Mittel	
	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd
a	15.0	11.6	18.7	16.7	15.4	10.9	5.7	9.9	14.6	10.1	14.0	16.8	15.7	14.5	15.1	16.1	11.2	9.8	8.4	16.4	13.38 ±3.86	13.28 ±3.08
b	3.2	4.1	18.9	14.6	4.5	12.6	15.8	15.4	12.0	3.7	20.1	10.5	12.8	6.8	7.9	6.8	15.2	10.3	11.2	16.3	12.16 ±5.67	10.11 ±4.62
c	3.7	6.7	14.5	14.8	13.5	11.0	23.4	12.4	9.9	13.5	3.6	13.9	4.6	10.2	4.8	6.4	15.8	14.1	7.8	8.0	10.16 ±6.56	11.08 ±3.19
d	13.0	14.7	11.0	6.7	15.4	11.2	16.7	17.5	29.8	21.8	5.1	8.4	3.9	18.8	31.5	12.7	5.2	3.7	10.0	8.5	14.16 ±9.72	11.90 ±5.51
e	2.0	10.6	10.1	14.7	16.9	23.4	--	31.6	18.1	7.5	--	--	4.2	18.0	10.9	11.7	17.2	9.3	--	--	11.34 ±6.47	15.85 ±8.18
f	29.6	33.3	23.3	24.5	--	27.2	40.6	29.3	33.3	32.2	41.0	42.8	3.2	24.2	37.9	27.7	33.3	32.7	40.7	52.0	31.43 ±12.1	32.59 ±8.70
g	39.6	37.1	30.1	31.9	37.8	37.6	30.6	24.6	25.8	23.4	31.5	38.8	31.8	28.3	20.4	--	34.7	42.5	43.3	45.4	32.56 ±6.68	34.40 ±7.78

Anhang 3. KURVEN-ORIENTIERTE FLÄCHENVERHÄLTNISSE (%) F_2

	O.R.		E.K.		H.D.		B.G.		B.Ö.		I.B.		R.K.		J.F.		M.K.		E.L.		Mittel	
	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd
a	33.6	32.2	38.2	37.1	33.9	30.5	27.3	30.1	41.5	40.4	30.8	31.2	31.9	34.7	44.1	40.6	31.8	30.2	30.8	31.8	34.39 ±5.26	33.88 ±4.11
b	28.2	15.9	36.8	34.0	29.1	28.1	43.8	42.3	25.6	16.7	40.1	28.5	28.4	23.7	18.4	21.7	27.8	24.4	30.4	34.7	30.86 ±7.43	27.00 ±8.30
c	30.6	9.6	41.8	36.6	29.8	25.4	44.2	37.2	54.4	48.1	23.7	35.3	28.5	37.4	29.2	37.0	30.8	28.5	29.0	28.7	34.20 ±9.45	32.38 ±10.2
d	30.8	14.3	27.4	7.5	43.1	26.5	43.5	45.2	47.8	45.4	25.0	30.9	16.3	48.9	41.1	20.4	24.3	22.0	32.2	28.3	33.50 ±10.3	28.94 ±13.9
e	31.1	30.9	25.7	39.1	46.7	38.3	--	30.5	25.3	30.1	--	--	20.8	33.4	38.6	34.4	35.2	26.2	--	--	31.91 ±8.95	33.26 ±4.54
f	35.9	36.8	32.5	34.6	--	31.4	19.6	32.3	35.6	37.3	30.0	31.6	48.7	41.4	37.9	36.6	30.6	37.8	25.7	34.1	33.23 ±8.68	35.40 ±3.12
g	41.6	37.9	42.2	41.6	37.8	33.4	28.7	35.8	35.5	36.2	41.9	34.9	35.5	38.5	42.8	--	39.3	41.6	36.6	40.5	38.19 ±4.36	37.80 ±2.98

Anhang 3. KURVEN-ORIENTIERTE FLÄCHENVERHÄLTNISSE (%) F_3

	O.R.		E.K		H.D.		B.G.		B.Ö.		I.B.		R.K.		J.F.		M.K.		E.L.		Mittel	
	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd
a	36.5	36.5	38.2	39.5	36.2	40.7	45.4	44.9	33.9	38.5	40.5	37.3	35.6	36.7	33.6	34.1	33.2	34.3	35.3	35.4	36.84 ±3.73	37.29 ±3.70
b	39.5	36.0	35.8	40.6	44.8	48.5	30.2	32.5	42.4	57.4	39.0	43.5	39.9	43.2	48.7	47.8	42.4	44.3	35.2	36.1	39.79 ±5.25	42.99 ±7.27
c	40.4	40.8	39.7	40.1	48.1	48.3	23.4	35.7	27.5	27.1	45.1	41.1	44.6	39.6	48.2	44.9	40.0	41.8	40.6	40.6	39.40 ±8.70	40.00 ±5.62
d	45.5	28.3	45.6	45.0	37.4	37.8	29.7	28.5	14.9	25.5	47.8	48.1	48.1	24.0	13.7	40.1	41.1	46.9	38.9	41.7	35.27 ±12.5	36.09 ±9.28
e	41.3	36.8	39.6	37.2	33.8	27.2	--	27.4	36.1	37.7	--	--	41.7	32.4	24.8	28.4	38.5	39.2	--	--	36.54 ±6.37	32.66 ±4.79
f	23.8	23.4	30.5	29.2	--	29.7	26.3	26.2	20.0	16.9	20.0	19.7	28.9	27.4	18.2	23.1	21.2	18.9	21.2	12.2	21.22 ±8.33	22.67 ±5.70
g	15.3	19.0	22.9	23.0	19.5	20.4	22.6	28.4	36.3	21.3	22.4	17.8	25.2	26.4	28.6	--	19.0	10.9	14.9	11.9	22.67 ±6.37	19.90 ±5.88

Anhang 3. KURVEN-ORIENTIERTE FLÄCHENVERHÄLTNISSE (%) F_4

	O.R.		E.K.		H.D.		B.G.		B.Ö.		I.B.		R.K.		J.F.		M.K.		E.L.		Mittel	
	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd	Rk	Vd
a	14.9	19.6	4.9	6.7	14.5	17.9	21.6	15.1	10.0	11.0	14.7	14.7	16.8	14.1	7.2	9.2	23.8	25.7	25.5	16.4	15.39 ±6.84	15.45 ±6.39
b	29.1	44.0	8.5	10.8	21.6	10.8	10.2	9.8	20.0	22.2	0.8	17.5	18.9	26.3	25.0	23.7	14.6	21.0	23.2	12.9	17.21 ±8.63	14.40 ±10.6
c	25.3	42.9	4.0	8.5	8.6	15.3	9.0	14.7	8.2	11.3	27.6	9.7	22.3	12.8	17.8	11.7	13.4	15.6	22.6	22.7	15.88 ±8.31	16.47 ±10.1
d	10.7	42.7	16.0	40.8	4.1	24.5	10.1	8.8	7.5	7.3	22.1	12.6	31.7	8.3	13.7	26.8	29.4	27.4	18.9	21.5	16.92 ±9.14	21.57 ±13.7
e	25.6	21.7	24.6	9.0	2.6	11.1	--	10.5	20.5	24.7	--	--	33.3	16.2	25.7	25.5	9.1	25.3	--	--	20.00 ±10.7	18.00 ±7.10
f	10.7	6.5	13.7	11.7	--	11.7	13.5	19.2	11.1	13.6	9.0	5.9	9.2	7.0	6.0	12.6	14.9	10.6	12.4	1.7	10.17 ±5.48	9.50 ±5.46
g	3.5	6.0	4.8	3.5	4.9	8.6	8.1	11.2	6.4	19.1	4.2	8.5	7.5	6.8	8.2	--	7.0	5.0	5.2	5.2	5.89 ±1.58	7.88 ±5.00

Anhang 4. AMPLITUDE BEI RADARKYMOGRAPHIE (UMGERECHNET IN TATSÄCHLICHE BEWEGUNG) (mm)

	O.R.	E.K.	H.D.	B.G.	B.Ö.	I.B.	R.K.	J.F.	M.K.	E.L.	Mittelwert
a	8.6	3.4	2.8	7.1	8.9	7.3	2.6	7.9	3.7	8.4	6.870 ± 2.600
b	3.3	4.4	2.3	4.4	2.3	6.7	2.3	5.5	3.6	5.1	3.990 ± 1.500
c	2.7	5.4	2.0	2.2	4.2	3.6	2.4	5.8	4.3	4.5	3.710 ± 1.349
d	3.6	3.0	2.1	2.5	1.6	3.4	2.2	2.4	5.7	5.3	3.180 ± 1.366
e	5.4	1.9	1.1	-	1.5	-	0.9	1.6	2.4	-	2.114 ± 1.530
f	1.9	2.3	1.0	2.8	0.9	1.3	1.2	1.6	2.0	1.3	1.630 ± 0.611
g	2.0	2.0	1.3	1.8	1.0	1.8	1.7	1.2	2.6	1.6	1.700 ± 0.462

Anhang

5. GESCHWINDIGKEIT BEI RADARKYMOGRAPHIE (cm/sec)

	O.R.	E.K.	H.D.	B.G.	B.Ö.	I.B.	R.K.	J.F.	M.K.	E.L.	Mittelwert
a	3.60	2.46	1.18	4,87	4.40	3.64	1.95	4.58	1.80	3.44	3.20 ± 1.27
b	2.76	2.34	2.09	2.43	1.56	3.41	1.56	4.74	1.23	2.00	2.41 ± 1.04
c	1.73	2.23	1.55	1.77	1.73	2.42	1.73	3.63	1.17	2.05	2.00 ± 0.60
d	1.61	2.12	1.18	1.56	1.04	2.64	1.88	3.18	3.33	2.00	2.05 ± 0.78
e	1.73	1.60	1.77	--	1.22	--	1.53	1.73	1.26	--	1.55 ± 0.23
f	2.04	1.56	1.51	2.09	1.86	2.30	1.04	1.88	1.93	1.42	1.76 ± 0.38
g	1.67	1.33	2.96	2.21	1.54	1.53	1.77	1.38	1.93	1.09	1.74 ± 0.53

Anhang 6. BESCHLEUNIGUNG BEI RADARKYMOGRAPHIE (cm/sec^2)

	O.R.	E.K.	H.D.	B.G.	B.Ö.	I.B.	R.K.	J.F.	M.K.	E.L.	Mittelwert
a	28.85	13.47	4.10	42.42	34.38	23.63	8.44	36.67	7.20	16.22	13.58 ± 13.19
b	16.85	12.16	12.78	10.49	5.42	20.82	5.41	30.42	3.38	5.45	12.32 ± 8.46
c	6.68	11.03	7.02	9.21	6.62	10.49	6.68	17.81	3.04	5.75	7.93 ± 2.91
d	5.78	10.07	4.10	5.43	3.18	12.47	7.79	18.33	25.00	5.45	8.41 ± 7.50
e	6.68	6.94	9.21	---	4.37	---	8.38	6.68	3.54	---	6.50 ± 2.04
f	9.20	5.41	6.65	12.78	10.15	9.48	3.86	7.78	10.00	4.45	7.43 ± 3.38
g	6.21	4.76	25.56	14.34	6.97	6.80	9.19	4.21	8.49	2.63	8.92 ± 6.68

F. Zusammenfassung

Radarkymographie und Videodensitometrie sind neue, nicht invasive Methoden zur Analyse der Herzwandbewegung, die das Videosignal einer Fernsehdurchleuchtung verarbeiten.

Die Videodensitometrie, die die Dichtewerte im gesamten Meßbereich integriert, ist in ihrer Amplitude von den Kontrastunterschieden abhängig. Deshalb ist sie nicht eichbar.

Die Radarkymographie führt eine Zeitmessung durch und zeigt eine lineare Beziehung zwischen der Kurvenamplitude und dem Ausmaß der Horizontalbewegung der Herzwand, wobei Kontrastunterschiede keinen Einfluß auf die Amplitude haben; sie ist also eichbar.

In den meisten Fällen entsprechen sich videodensitometrische und radarkymographische Kurven; es kommt jedoch vor, daß die Videodensitometrie verfälschte Ergebnisse liefert (häufig in der Ableitung der Pulmonalis), weil sie Pulsationen mitregistriert, die zwar im Fensterbereich liegen, aber nicht von der Herzwand selbst stammen, sondern von Gefäßen im umgebenden Lungengewebe.

Die Radarkymographie bietet die Möglichkeit, durch Berechnung von Geschwindigkeit und Beschleunigung des Myokards während der systolischen Kontraktion, die Kontraktilität, und damit den Funktionszustand der Herzwandmuskulatur, zu beurteilen. Das ist mit der Videodensitometrie nicht möglich.

Aus diesen Gründen ist der Radarkymographie gegenüber der Videodensitometrie der Vorzug zu geben.

Herrn Professor Dr. J. Lissner danke ich sehr herzlich für die Überlassung des Themas und des Arbeitsplatzes.

Herrn Dr. H. Haendle und Herrn Dipl. Phys. M. Schätzel gilt mein besonderer Dank für die freundliche Unterstützung bei der Arbeit.

G. Literaturverzeichnis

1. BOONE, B.R., W.E. CHAMBERLAIN, F.G. GILLICK, G.C. HENNY and M.J. OPPENHEIMER: "Interpreting the electrokymogramm of heart and great vessel motion"
Am. Heart J., 34 (1947) 560-568

2. BOONE, B.R., G.F. ELLINGER and F.G. GILLICK: "Electrokymography of the heart and great vessels: principles and application"
Ann. intern. Med., 31 (1949) 1030-1056

3. CHAMBERLAIN, W.E.: "Roentgen Electrokymography"
Acta Radiol. (Stockh.), 23 (1947) 847-858

4. COGHLAN, C., G. PRIETO and T.R. HARRISON: "Movements of the heart during the period between the onset of ventricular excitation and the start of left ventricular ejection"
Am. Heart J., 62 (1961) 65-82

5. COHEN, L.S., A.L. SIMON, W.C. WHITEHOUSE, W.H. SCHUETTE and E. BRAUNWALD: "Heart motion video-tracking (Radarkymography) in diagnosis of congenital and aquired heart disease"
Am. J. Cardiol., 22 (1968) 678-684

6. DACK, S. and D.H. PALEY: "Electrokymography - I. The ventricular electrokymogram"
Am. J. Med., 12 (1952) 331-348

7. ENGSTRÖM, B., S.R. KJELLBERG, L. PERSSON and U. RHUDE: "Some aspects of the use of Electrokymography in cardiac investigations"
Acta Radiol. (Stockh.) 31 (1949) 435-482

8. GEBAUER, A., J. LISSNER und O. SCHOTT: "Das Röntgenfernsehen"
Georg Thieme Verlag Stuttgart, 2. Auflage (1974)

9. GÖTT, T. und J. ROSENTHAL: "Über ein Verfahren zur Darstellung der Herzbewegung mittels Röntgenstrahlen (Röntgenkymographie)"
Münch. Med. Wschr., 38 (1912) 2033-2055

10. HARRISON, T.R., C. COGHLAN and G. PRIETO: "Movements of the heart during ejection"
Am. Heart J., 62 (1961) 804-820

11. HAUBRICH, R.: "Glanz und Elend der Kymographie"
Der Radiologe, 7 (1963) 243-248

12. HECKMANN, K.: "Ein Verfahren zur Untersuchung der Pulsationen des Herzens und anderer Organe mittels Röntgenstrahlen"
Klin. Wschr., 1 (1936) 13-16

13. HECKMANN, K.: "Über das Verfahren der Aktinokardiographie"
Klin. Wschr., 21 (1936) 757-758

14. HECKMANN, K.: "Elektrokymographie (Aktinokardiographie) und Phasenanalyse des Herzens"
Fortschr. Röntgenstr., 76 (1952) 60-69

15. HECKMANN, K.: "Grundriß der Elektrokymographie - Phasenanalyse und Raumkymographie des Herzens" Georg Thieme Verlag Stuttgart (1952)

16. HECKMANN, K.: "Elektrokymographie" Springer Verlag, Berlin Göttingen Heidelberg (1959)

17. HECKMANN, K.: "Ergebnisse der Elektrokymographie der Ventrikel und der großen Gefäße" Der Radiologe, 7 (1963) 248-258

18. HENNY, G.C. and B.R. BOONE: "Electrokymograph for recording heart motion utilizing the roentgenoscope" Am. J. Roentgenology, 54 (1945) 217-229

19. HENNY, G.C., B.R. BOONE and W.E. CHAMBERLAIN: "Electrokymograph for recording heart motion, improved type" Am. J. Roentgenology, 57 (1947) 409-416

20. JACOBI, J., R. JANKER und W. SCHMITZ: "Untersuchungen mit dem gleichzeitig aufgenommenen Elektrokardiogramm, Röntgenkinematogramm und Ionogramm" Klin. Wschr., 27 (1931) 1264-1265

21. JACOBI, J. R. JANKER und W. SCHMITZ: "Kombination röntgenkinematographischer, ionometrischer und elektrokardiographischer Untersuchungen" Dtsch. Arch. Klin. Med., 172 (1931) 493-496

22. KAZAMIAS, T.M., M.P. GANDER, J. ROSS, Jr. and E. BRAUNWALD: "The localization of asynergistic areas of the left ventricular wall by Radarkymography"
Am. J. Cardiol., 25 (1970) 108

23. KAZAMIAS, T.M., M.P. GANDER, J. ROSS, Jr. and E. BRAUNWALD: "Detection of left-ventricular-wall motion disorders in coronary-artery disease by Radarkymography"
New Engl. J. Med., 285 (1971) 63-71

24. KAZAMIAS, T.M., and M.P. GANDER: "Left ventricular wall motion disorders, functional left ventricular aneurysms - their detection by Radarkymography"
Am. J. Cardiol., 32 (1973) 151-155

25. LEVITSKY, S., W.H. SCHÆTTE, K.M. KEMPNER, R. SLOANE, S.G. SOUTHER, E.M. MULLIN and A.G. MORROW: "Experimental and early clinical evaluation of heart tracking (Radarkymography) as a noninvasive method for measuring myocardial contractility"
Am. J. Cardiol., 32 (1973) 156-161

26. LISSNER, J.: "Flächen- und Elektrokymographie in der röntgenologischen Diagnostik der Mediastinal- und Lungenerkrankungen"
Georg Thieme Verlag Stuttgart (1962)

27. LISSNER, J. und P. MARHOFF: "Videodensitometrie, technische Grundlagen und klinische Anwendung als Fernsehkymographie"
Fortschr. Röntgenstr., 108 (1968) 79-86

28. LISSNER, J.: "Analyse der Herzschattenbewegung bei Myokarderkrankungen - Flächen- und Elektrokymographie, Kine- und Videodensitometrie"
aus: "Radiologische Untersuchungen bei Erkrankungen des Herzmuskels"
Georg Thieme Verlag Stuttgart (1970) 72-86

29. LUDBROOK, P., J.S. KARLINER, W. KOSTUK and R.A. O'ROURKE: "Effects of intravenously administered Propranolol on wall motion abnormalities"
Am. J. Cardiol., 31 (1973) 712-717

30. LUDBROOK, P., J.S. KARLINER and R.A. O'ROURKE: "Effects of submaximal isometric handgrip on left ventricular size and motion"
Am. J. Cardiol., 33 (1974) 30-36

31. MEDNICK, H., J.B. SCHWEDEL and P. SAMET: "Electrokymographic studies of the normal cardiac cycle"
Circulation, 2 (1950) 250-257

32. MOND, H., T. FENELON, R. McDONALD and G. SLOMAN: "Heart motion video tracking"
Brit. Heart J., 35 (1973) 488-496

33. MORGAN, R.H.: "Electrokymography"
Am. J. Med. Science, 218 (1949) 587-597

34. PRIETO, G., C. COGHLAN and T. R. HARRISON: "Movements of the heart during the period between the onset of relaxation and the beginning of ventricular filling"
Am. Heart J., 62 (1961) 528-541

35. ROSS, Jr., J., R.A. O'ROURKE, K.L. PETERSON, P. LUDBROOK, M.H. CRAWFORD, G.R. LEOPOLD, J.S. KARLINER, B.E. SOBEL and W.L. ASHBURN: "Non-invasive methods for the assessment of cardiac function"
Calif. Med., 119 (1973) 21-37

36. RUTISHAUSER, W., H.J. SIMON, J. STUCKY, N. SCHAD, A. LEUTENEGGER und J. WELLAUER: "Videodensitometrische Durchflußmessungen im intakten Kreislauf"
Cardiologia, 50 (1967) 291-296

37. SABAT, B.: "Über ein Verfahren der röntgenographischen Darstellung der Bewegungen innerer Organe (des Herzens, der Aorta, des Zwerchfells)"
Fortschr. Röntgenstr., 20 (1913) 42-44

38. SCHOTT, O.: "Technische Grundlagen der Videodensitometrie"
Vortrag, gehalten am Symposium der Europäischen Gesellschaft für Cardiologie; 14. - 17. März 1974 in Düsseldorf

39. SCHUETTE, W.H. and A.L. SIMON: "A new device for recording cardiac motion"
Med. Res. Engineering, 7 (1968) 25-27

40. STAUFFER, H.M. and J. JORGENS: "Electrokymography of the heart and great vessels - correlations with Roentgenkymography in clinical case studies"
Radiology, 52 (1949) 488-500

41. STUMPF, P.: "Die Gestaltänderung des schlagenden Herzens im Röntgenbild"
Fortschr. Röntgenstr., 38 (1928) 1055-1067

42. SUSSMAN, M.L., S. DACK and D.H. PALEY: "Some clinical applications of Electrokymography"
Radiology, 53 (1949) 500-512

43. WILLIS, K., E.E. EDDLEMAN, Jr., J.K. ACKER, E. POULOS and H.E. HEYER: "Variations in the duration of phases of the cardiac cycle in normal hearts as studied by the electrokymograph"
Am. Heart J., 40 (1950) 485-503

44. WOOD, E.H., R.E. STURM and J.J. SANDERS: "Data processing in cardiovascular physiology with particular reference to Roentgen Videodensitometry"
Mayo Clinic Proceedings, 39 (1964) 849-865

45. ZIMMERMANN, R., W.D. BUSSMANN, M. SCHMIDT, W. AMELING und S. EFFERT: "Röntgenvideometrische Verfahren zur Ventrikelvolumenbestimmung unter Verwendung eines Video-Lichtgriffels und digitaler Konturenspeicher"
Biomed. Techn., 18 (1973) 124-132

Lebenslauf

Am 19. Dezember 1949 wurde ich, Peter Christian Lössl, Sohn des Dr. med. Hanns-Joachim Lössl und seiner Ehefrau Dr. med. Adele Lössl, geb. Winz, in Fürth/Bayern geboren.

Im Herbst 1955 kam ich in die Volksschule in Erlangen.

Ab 1959 besuchte ich das (humanistische) Hans-Carossa Gymnasium in Landshut, wo ich im Juni 1969 die Reifeprüfung ablegte.

Seit 1970 studierte ich an der Ludwig-Maximilians Universität München Humanmedizin.
Im Wintersemester 1978/79 bestand ich das Medizinische Staatsexamen.